



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107550458 B

(45)授权公告日 2020.05.12

(21)申请号 201710623678.9

(22)申请日 2017.07.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107550458 A

(43)申请公布日 2018.01.09

(73)专利权人 天津大学
地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 许燕斌 张胜男 董峰

(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 程毓英

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 104644219 A,2015.05.27,说明书第42-87段及附图1-3.

CN 106859600 A,2017.06.20,全文.

CN 102813533 A,2012.12.12,全文.

CN 104306026 A,2015.01.28,全文.

EP 2504716 A1,2012.10.03,全文.

US 5360005 A,1994.11.01,全文.

李芳芳,张旭东,陈思平,陈昕.低频振动的超声-磁电成像方法研究.《生物医学工程研究》.2017,第36卷(第4期),291-295.

审查员 陈曦

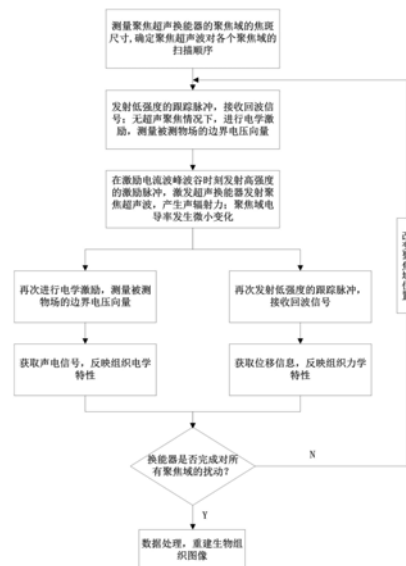
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法,包括:测量聚焦超声扰动模式下超声换能器的聚焦域的焦斑尺寸,并确定聚焦超声波对各个聚焦域的扫描顺序;向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲,在忽略超声聚焦情况下,获得边界测量电压向量 ϕ 和跟踪脉冲的回波信号;当激励电流到达波峰或波谷时刻,向超声换能器发射高强度的激励脉冲,使得超声换能器发射和扫描机构工作在聚焦超声扰动模式下,聚焦超声波扰动第n个聚焦域;在聚焦超声波扰动的同时,测量扰动后边界测量电压向量 ϕ_n ,并再次向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲,接收回波信号;得到第n个聚焦域的声电信号和和相应的位移信息;对所得数据进行数据处理,重建生物组织图像。



CN 107550458 B

1. 一种基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法,所采用的成像系统包括控制单元、超声换能器发射和扫描机构、电学激励测量模块、超声换能器接收电路、数据采集与处理单元和图像重建单元六个部分;该方法包含以下步骤:

(1) 测量聚焦超声扰动模式下超声换能器的聚焦域的焦斑尺寸,并确定聚焦超声波对各个聚焦域的扫描顺序;在被测物场边界上均匀分布 m 个离散的电极传感器或电极阵列;

(2) 在没有超声聚焦情况下,通过在激励电极上施加kHz级别的低频率电流,获得边界测量电压向量 ϕ ;向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲,在忽略超声聚焦情况下,获得反映聚焦域初始位置的参考回波信号;

(3) 当电学激励测量模块产生的激励电流到达波峰和波谷时刻,向超声换能器发射高强度的激励脉冲,使得超声换能器发射和扫描机构工作在聚焦超声扰动模式下;当聚焦超声波扰动第 n 个聚焦域时,在该区域产生声辐射力并引起轴向方向上的位移和横向方向传播的剪切波,同时导致该区域的电导率发生微小变化;

(4) 在聚焦超声波扰动的情况下,再次在激励电极上施加kHz级别的低频率电流,并向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲,测量扰动第 n 个聚焦域后边界测量电压向量 ϕ_n 和反映聚焦域发生位移后位置的回波信号;

(5) 对步骤(4)获得的边界测量电压向量 ϕ_n 进行高频滤波,得到能够反映第 n 个聚焦域电导率信息的MHz级别声电信号;利用步骤(2)和步骤(4)得到的回波信号计算第 n 个聚焦域受到聚焦超声波扰动后产生的位移,反映该区域的弹性信息;

(6) 判断换能器是否完成对所有聚焦域的扰动,并获得对应聚焦域位置的边界测量值的声电信号变化量和相应的位移变化量,如果完成,则实施步骤(7);如果没有完成,则改变聚焦超声波扰动的聚焦域位置,令 $n=n+1$,并跳转至步骤(2);

(7) 进行数据处理,重建生物组织的电学特性参数分布和力学特性参数分布。

基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于生物成像技术领域,涉及从电学特性和力学特性两个角度综合分析组织的电特性参数和弹性特性的成像技术。

背景技术

[0002] 超声波技术在医学界发挥着重大的作用,其在医学诊断与检测、医学治疗以及手术中应用十分广泛。由于生物组织(特别是病变组织)中各部分的弹性力学属性存在差异,所以组织对所施加激励的响应也不相同,主要表现为位移、应变、速度、剪切波速度等参量的分布差异。因此,研究学者们在组织弹性力学理论、波在组织内的传播理论和信号处理等的基础上研究超声弹性成像技术(Ultrasound Elastography)。超声在软组织的传播过程中吸收和反射造成了能量密度的变化,由此产生辐射力,而声辐射力产生两个效应:一是轴向的压缩拉伸,在轴向上产生位移,以纵波方式向前传播;二是由于和横向相邻组织的剪切应力,产生横向传播的剪切波,表现为横向各点沿轴向按时间顺序的剪切位移。通过超声成像方法估计出生物组织内部各参量的分布情况,进而反映软组织弹性等力学属性。弹性成像技术能弥补传统医学成像手段的不足,具有非常重要的临床价值与广阔的应用前景。

[0003] 目前基于超声弹性成像技术在成像领域的研究,主要可以概括为以下几个方面:

[0004] 1、利用两束具有微小频差的聚焦超声波产生的低频交变辐射力,测得振动的幅值和相位信息,反应组织的弹性特性;

[0005] 2、利用超声波传播过程中产生的辐射力,测量得到组织在纵向上产生的微小位移;

[0006] 3、利用超声波传播过程中产生的辐射力,监测组织在横向上产生的剪切波传播。

[0007] 目前文献中,提及利用两束具有微小频差的聚焦超声波产生的低频交变辐射力,测得振动的幅值和相位信息,反映组织的弹性特性,1998年,Fatemi和Greenleaf(Fatemi M,GreenleafJ,Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography,Science,1998,280(5360):82)在《Science》杂志中提出了声振动成像(vibro-acoustic spectrography),该方法用两束有微小频差 Δf 的聚焦超声波聚焦于生物组织内部某局部位置,使聚焦区域内组织受到低频交变辐射力的作用而产生振动,从而向外辐射频率为 Δf (一般为几百Hz至数十kHz)的声波,这种声波包含了聚焦区组织的弹性信息和声衰减信息,并可用水听器接收,把接收到的信号用于成像即可获得反映组织特性的图像。

[0008] 目前文献中,利用超声波传播过程中产生的辐射力,测量得到组织在纵向上产生的微小位移,2002年,Nightingale领导的研究组(Nightingale K,Soo M S,Nightingale R,Acoustic radiation force impulse imaging:in vivo demonstration of clinical feasibility,Ultrasound in Medicine&Biology,2002,28(2):227)提出声辐射力脉冲成像方法(Acoustic radiation force impulse imaging,ARFI)。其基本原理为:通过发射短时高强度的超声聚焦于组织内局部区域,产生声辐射力,使组织产生局部振动。使用传统的方法(多普勒/脉冲回波检测位移)检测组织位移,反映其力学属性。依次对组织内各点进行

聚焦扫描,并估计位移,即可以获到声辐射力脉冲图像,图像中的每个像素的强度可以用最大位移幅值、到达最大位移幅值的时间或是位移恢复时间来表示。

[0009] 目前文献中,利用超声波传播过程中产生的辐射力,监测组织在横向上产生的剪切波传播,1998年,Sarvazyan等人(Sarvazyan A P,Rudenko O V,Swanson S D,Shear wave elasticity imaging:a new ultrasonic technology of medical diagnostic, *Ultrasound in Medicine&Biology*,1998,24(9):1419-1435)提出剪切波弹性成像方法(Shear wave elasticity imaging,SWEI)。该方法运用高强度聚焦超声激励组织产生剪切波,然后利用磁共振成像技术对剪切波的传播进行监测,从而实现对软组织弹性的定量分析。之后,Nightingale领导的研究小组实现用同一超声换能器同时激励与监测剪切波。与ARFI相比,SWEI的不同点在于探测过程,其通过监测不同空间位置点处不同时刻的振动位移,进而估计剪切波的传播速度。

[0010] 和生物组织的弹性特性类似,电阻抗特性是生物体内固有的电学特性,人体内不同的组织(器官)具有不同的电学特性,一些病理现象和生理活动均会引起人体组织电学特性的变化,某些正常的组织与病理性的组织之间,存在较大的电学特性差异,因此生物组织携带着丰富的生理和病理信息。电阻抗层析成像技术(Electrical Impedance Tomography,EIT)是基于电特性敏感机理的层析成像技术,其通过电学手段,判断出敏感场内物体的电特性分布,进而获得该场内介质的分布图像。但由于EIT介质分布图像重建的逆问题具有严重不适定性,导致重建图像空间分辨率和精度都很低,严重限制了该技术的应用和发展。

[0011] 声电成像技术是一种新的多物理场耦合的成像方法,是在传统电阻抗层析成像基础上发展而来,通过电场和声场间的耦合作用,增加生物体内有效信息。声电效应(Acousto-Electric Interaction)是指聚焦的超声波在介质传播中引起压力变化,使局部区域引起由超声波的频率决定的周期性机械压缩和松弛,导致局部区域产生微小的弹性形变,从而使局部电导率发生相应变化。

[0012] 目前基于声电成像技术在成像领域的研究,主要可以概括为以下几个方面:

[0013] 1、基于声电效应原理,使聚焦区域局部电导率发生变化,利用聚焦超声波携带的位置信息和声电信号的强弱直接对物体进行重建;

[0014] 2、利用声电效应原理对生物体内部电流源密度进行成像。

[0015] 目前文献中,提及利用聚焦超声波携带的位置信息和声电信号的强弱直接对物体进行重建,2004年Zhang和Wang(Zhang H and Wang L V,Acousto-electric tomography,《Proceedings of SPIE》,2004,5320:145-149)首次提出利用超声调制电阻抗层析成像方法(Ultrasound Modulated Electrical Impedance Tomography,UMEIT)对生物组织的电阻抗特性实现成像,又称声电成像(Acousto-Electrical Tomography,AET)。基于声电效应原理,利用聚焦超声波携带的位置信息和声电信号的强弱直接对物体电导率分布进行重建。其将高对比度的EIT和高分辨率的超声成像方法相结合,为声电成像的发展奠定了基础。2013年中国专利(CN 103156604A)也公开超声协同的生物组织电阻抗成像方法。

[0016] 目前文献中提及基于声电效应的电流密度成像,2008年,Olafsson R等人(Olafsson R,Witte R S,Huang S W,Ultrasound Current Source Density Imaging, *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*,2008,55(7):1840-1848)于2008年提出

利用声电效应原理对生物体内部电流源密度进行成像,即超声波电流源密度成像方法(Ultrasound Current Source Density Imaging,UCSDI),实验证明UCSDI在对心律失常的诊断中存在巨大的潜在优势。2013年中国专利(CN 103156605 A)也公开了一种基于声电效应的生物组织电流密度成像。

[0017] 现有的超声弹性成像技术只是从力学特性上对生物组织的力学属性进行评估,一般只考虑弹性信息;而现有的声电成像只是从电学特性的角度对生物组织的电特性参数进行评估,重建其电导率分布。但是很多组织的病变往往会伴随多种现象的发生,而且对于不同组织这些现象并非是一致的,所以只从一个角度对病变组织的单一特性进行诊断具有局限性。如果同时对两种或两种以上的特性参数对生物组织进行评估,能够提高组织病变的辨识度,提高对生物组织病变定位的精确度。

发明内容

[0018] 本发明的目的在于提供一种基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法,利用聚焦超声波与组织的间交互作用,将超声弹性成像和声电成像方法有效的结合起来,实现从力学属性和电学角度对组织病变的综合评估,以实现两种成像方法的优势互补,为疾病的检测与诊断提供更多有用信息,从而可以提高组织病变的辨识度,提高对生物组织病变定位的精确度。为实现上述目的,本发明采用的技术方案如下:

[0019] 一种基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法,所采用的成像系统包括控制单元、超声换能器发射和扫描机构、电学激励测量模块、超声换能器接收电路、数据采集与处理单元和图像重建单元六个部分,该方法包含以下步骤:

[0020] (1) 测量聚焦超声扰动模式下超声换能器的聚焦域的焦斑尺寸,并确定聚焦超声波对各个聚焦域的扫描顺序;

[0021] (2) 向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲,在忽略超声聚焦情况下,获得边界测量电压向量 ϕ 和跟踪脉冲的回波信号;

[0022] (3) 当电学激励测量模块产生的激励电流到达波峰或波谷时刻,向超声换能器发射高强度的激励脉冲,使得超声换能器发射和扫描机构工作在聚焦超声扰动模式下,聚焦超声波扰动第 n 个聚焦域,产生声辐射力,并导致电导率发生微小变化;

[0023] (4) 在聚焦超声波扰动的同时,测量扰动后边界测量电压向量 ϕ_n ,并再次向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲,接收回波信号;

[0024] (5) 利用步骤2和步骤4分别测量得到的边界电压信号 ϕ 和 ϕ_n 以及脉冲回波信号,得到第 n 个聚焦域的声电信号和和相应的位移信息;

[0025] (6) 判断换能器是否完成对所有聚焦域的扰动,并获得对应聚焦域位置的边界测量值的变化量和和相应的位移变化量,如果完成,则实施步骤7;如果没有完成,则改变聚焦超声波扰动的聚焦域位置,令 $n=n+1$,并跳转至步骤2;

[0026] (7) 对所得数据进行数据处理,重建生物组织图像。

[0027] 本发明与传统的超声弹性成像技术相比,利用聚焦超声波对电特性参数的影响,在弹性成像的基础上增加生物组织的电学特性分析,从不同角度对组织的不同特性参数进行综合评估,为组织病变的准确诊断提供互补信息,从而提高诊断的准确率。该方法和系统与传统的电学层析成像技术想比,利用聚焦超声波的位置信息,不但增加了边界电压的测

量信息,而且增加了从力学角度对生物组织的评估,弥补传统医学成像手段的不足,提高电学层析成像技术的分辨率。该方法和系统利用聚焦超声波与组织的间交互作用,将超声弹性成像和声电成像方法有效的结合起来,实现从力学属性和电学角度对组织病变的综合评估,打破传统成像方法中从单一特性角度对组织病变评估的局限。该方法将声电成像原理和超声弹性成像原理有效的结合起来,充分利用不同成像方法对病灶描述能力的互补性,为疾病的检测与诊断提供更多有用信息,从而得到比单纯依赖一种医学影像更可靠、更准确的病灶类别属性信息,有望为医师进行诊断提供可靠依据同时提高诊断和治疗过程测精度和效率,为生物组织成像方法提供一种思路。

附图说明

- [0028] 图1为本发明的系统结构示意图;
- [0029] 图2为本发明的电流激励和脉冲激励的时序关系示意图
- [0030] 图3为本发明的操作流程;
- [0031] 图4为本发明的超声弹性成像原理示意图;
- [0032] 图5为本发明的声电效应原理示意图。

具体实施方式

[0033] 结合附图和实施例对本发明的基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法和系统加以说明。

[0034] 本发明的基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法和系统,利用聚焦超声波携带的位置信息,同时研究超声波传播过程中声辐射力引起的组织位移的变化和超声波聚焦到组织引起局部区域电导率的变化,分析获取的位移信息和声电信号,从力学角度和电学角度对组织的弹性特性和电学特性进行综合评估,其重建图像同时反映组织的力学和电学特性。

[0035] 本发明基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法和系统主要由六部分构成,如图1所示:(1) FPGA控制单元。控制电流源的电学激励部分和超声换能器的发射电路及接收电路。(2) 超声换能器发射和扫描机构。通过信号发生器输出的脉冲波形,驱动超声换能器工作,信号发生器输出波形的时序关系图如图2所示。首先发射低强度的跟踪脉冲信号,然后在激励电流达到波峰波谷时刻发射高强度的激励脉冲信号,最后再次发射低强度的跟踪脉冲信号。(3) 电学激励测量模块。在被测场域边界上均匀分布 m 个离散的电极传感器(或电极阵列),通过在激励电极上施加电流激励,实现对被测场域的电学激励,被测物场在电流激励下,形成一个可以从不同观测角度扫描被测物场的空间敏感场,对被测物场介质分布产生调制作用,输出边界测量值。(4) 超声换能器接收电路。它的任务主要是接收跟踪脉冲的回波信号。(5) 数据采集与处理单元。它的任务是快速实时地采集模块(3)和(4)输出的反映被测物场信息的测量数据,完成相应的解调、放大和滤波处理,并将处理好的数据输出到电脑PC中。(6) 图像重建单元。它的任务是使用单元(5)输出的数据重建被测物场的二维或三维图像,该重建图像同时反映组织的力学和电学特性。基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法和系统的操作流程如图3所示,大概可以分为以下几个步骤:

[0036] 1、测量聚焦超声换能器的聚焦域的焦斑尺寸,并确定聚焦超声波对各个聚焦域的扫描顺序。

[0037] 根据测量物场以及聚焦域的焦斑的尺寸,将测量物场划分为N个聚焦域,划分原则为:聚焦超声换能器可以完成对整个测量物场的扫描,并且各聚焦域不重叠。记录各个聚焦域的位置信息,并确定聚焦超声波拟对各个聚焦域的扫描顺序,从1至N。可以采用从下到上、从左到右的扫描顺序,但不限于此种扫描方式。

[0038] 2、信号发生器向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲,在无超声聚焦情况下,获得边界测量电压向量 ϕ 和跟踪脉冲的回波信号。

[0039] 在被测物场边界上均匀分布m个离散的电极传感器(或电极阵列),通过在激励电极上施加电流激励,激励电流采用频率为10kHz的正弦波,实现对被测场域的电学激励,测量对应的测量电极上的边界电压信号。可以采用相邻电流激励,相邻电压测量且激励电极不测量的激励测量模式,但不限于此种模式。信号发生器向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲(脉冲强度低于 $1\text{W}/\text{cm}^2$,中心频率是超声换能器的工作频率,为MHz级,重复频率和电流激励频率一致,为10kHz,激励时间为 $0.3\text{--}1\mu\text{s}$)。在该脉冲激励情况下,超声波对聚焦域组织的影响可忽略不计,通过在激励电极上施加电流激励或者电压激励,实现对被测场域的电学激励,测量对应的测量电极上的边界电压信号。测量循环激励循环测量下各个电极上的边界电压,构成无超声扰动情况下的边界测量电压向量 ϕ 。其数学模型为

$$[0040] \quad \begin{cases} \nabla \cdot (\sigma \nabla u) = 0 & \text{in } \Omega \\ \sigma \frac{\partial u}{\partial n} = j & \text{on } \partial \Omega \end{cases}$$

[0041] 其中, Ω 测量物场, $\partial \Omega$ 测量物场外边界, σ 、 u 分别为物场内电导率、电势分布, n 为边界外法向向量, j 为激励电极外法向电流密度。

[0042] 同时超声换能器接收跟踪脉冲的回波信号,检测目标区域的初始位置,作为参考信息。

[0043] 3、当激励电流到达波峰波谷时刻,信号发生器向超声换能器发射高强度的激励脉冲(脉冲强度为 $10\text{--}4000\text{W}/\text{cm}^2$,中心频率是超声换能器的工作频率,为MHz级,重复频率和电流激励频率一致,为10kHz,激励时间远长于跟踪脉冲的时间,为 $45\text{--}75\mu\text{s}$),聚焦超声波扰动第n个聚焦域,产生声辐射力,并导致电导率发生微小变化。

[0044] 聚焦超声换能器垂直于测量物场的二维成像截面,当激励电流到达波峰波谷时刻,信号发生器向超声换能器发射高强度的激励脉冲,聚焦超声波扰动第n个聚焦域, $1 \leq n \leq N$ 。由于吸收或者反射造成的能量密度差异使得聚焦超声波在组织的传播过程中产生声辐射力,当超声波为平面波时,其传播过程中产生的辐射力大小为

$$[0045] \quad F = \frac{W_{\text{absorbed}}}{c} = \frac{2\alpha I}{c}$$

[0046] 其中F为产生的辐射力的大小, W_{absorbed} 为超声波传播过程中介质的吸收功率, c 为超声波在介质中传播的速度, α 为介质的吸收系数, I 为超声波单位面积的平均强度。

[0047] 声辐射力一方面会导致轴向的压缩拉伸,在轴向上产生位移,以纵波方式向前传播;另一方面使相邻组织受到剪切应力的作用,产生横向传播的剪切波,表现为横向各点沿轴向按时间顺序的剪切位移,如图4所示。

[0048] 同时由于声压周期性的震动导致局部组织电导率发生微小变化,即声电效应原

理,如图5所示。因此聚焦超声波使第n个区域电导率产生扰动,并满足 $\delta\sigma=k \cdot P \cdot \sigma$ 。其中, $\delta\sigma$ 为聚焦超声波作用导致的电导率变化量, σ 为物场内介质初始电导率分布,P为聚焦点声压,k介质的声电效应系数。

[0049] 4、在聚焦超声波扰动的同时,测量扰动后边界测量电压向量 ϕ_n ,并再次向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲(脉冲强度低于 $1W/cm^2$,中心频率是超声换能器的工作频率,为MHz级,重复频率和电流激励频率一致,为10kHz,激励时间为 $0.3-1\mu s$),接收回波信号。

[0050] 当聚焦超声波聚焦扰动第n个聚焦域的同时,再次完成步骤2中电极阵列的激励测量过程,获得聚焦超声波扰动该聚焦域时测量物场的边界测量电压向量 ϕ_n ,其数学模型为:

$$[0051] \quad \begin{cases} \nabla \cdot (\sigma_n \nabla u_n) = 0 & \text{in } \Omega \\ \sigma_n \frac{\partial u_n}{\partial n} = j & \text{on } \partial \Omega \end{cases}$$

[0052] 其中, $\sigma_n = \sigma + \delta\sigma$ 为聚焦超声波扰动第n个聚焦域后的电导率分布, u_n 为聚焦超声波扰动物场第n个聚焦域后的电势分布。

[0053] 再次向超声换能器发射跟踪脉冲,接收回波信号,检测目标区域扰动之后的位置。

[0054] 5、利用步骤2和步骤4分别测量得到的边界电压信号 ϕ 和 ϕ_n 以及脉冲回波信号,得到第n个聚焦域的声电信号和相应的位移信息。

[0055] 边界电压信号 ϕ 和 ϕ_n 中同时包含了低频电压信号和高频电压信号,通过高通滤波获得声电信号,反映组织的电学特性。通过两次得到的回波信号,可以获得聚焦超声波扰动后的位移变化量,进而评估组织的弹性特性,但是不限于此种方式。由于声辐射力会使组织纵向上发生位移的变化,而在横向上产生剪切波,所以还能够通过测量剪切波速度和剪切波的相速度等参量评估组织的弹性特性。

[0056] 6、判断换能器是否完成对所有聚焦域的扰动,并获得对应聚焦域位置的声电信号和和相应的位移变化量。如果完成,则实施步骤7;如果没有完成,则改变聚焦超声波扰动的聚焦域位置,令 $n=n+1$,并跳转至步骤2。

[0057] 7、对所得数据进行数据处理,重建生物组织图像。

[0058] 基于声电效应原理和超声弹性成像原理,对所获得的声电信号和位移信息进行数据处理,分别重建被测物场电导率分布图像和声辐射力脉冲分布图像。结合步骤1中各个聚焦域的位置信息,对两组重建图像进行融合,获得电导率和声辐射力融合图像,该重建结果同时包含了生物组织的电学和力学特性参数信息。

[0059] 本发明的基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法和系统,其主要应用于生物组织成像,但也可应用于产生声电效应和声辐射力的其他被测介质。

[0060] 本实施例基于声辐射力和声电效应原理从力学角度和电学角度对组织的弹性特性和电导率特性进行综合评估,利用聚焦超声波与组织的间交互作用,将超声弹性成像和声电成像方法有效的结合起来,实现从力学属性和电学角度对组织病变的综合评估,打破传统成像方法中从单一特性的角度对组织病变诊断的局限。将声电成像原理和超声弹性成像原理有效的结合起来,两种成像方法优势互补,为疾病的检测和诊断提供更多有用信息,从而达到提高组织病变的辨识度,提高对生物组织病变定位的精确度的目的,为生物组织成像方法提供一种思路。

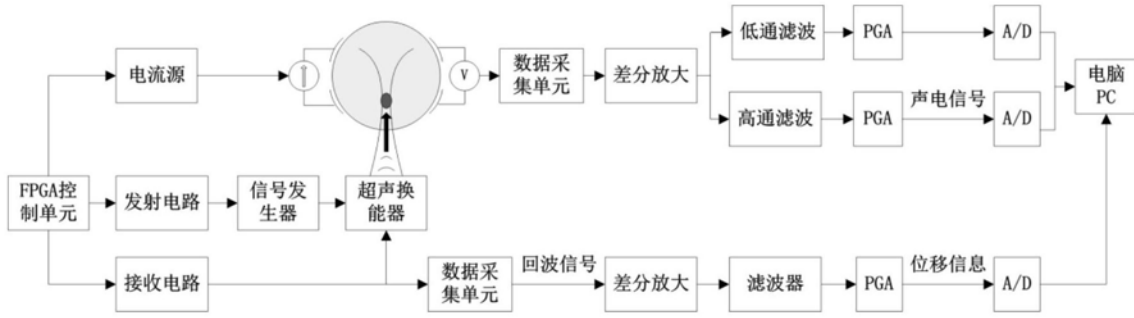


图1

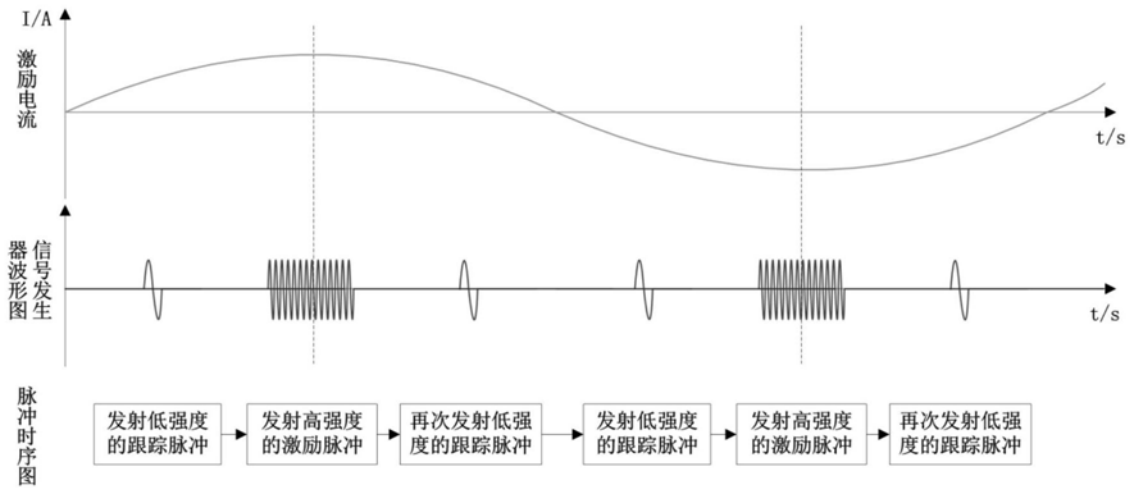


图2

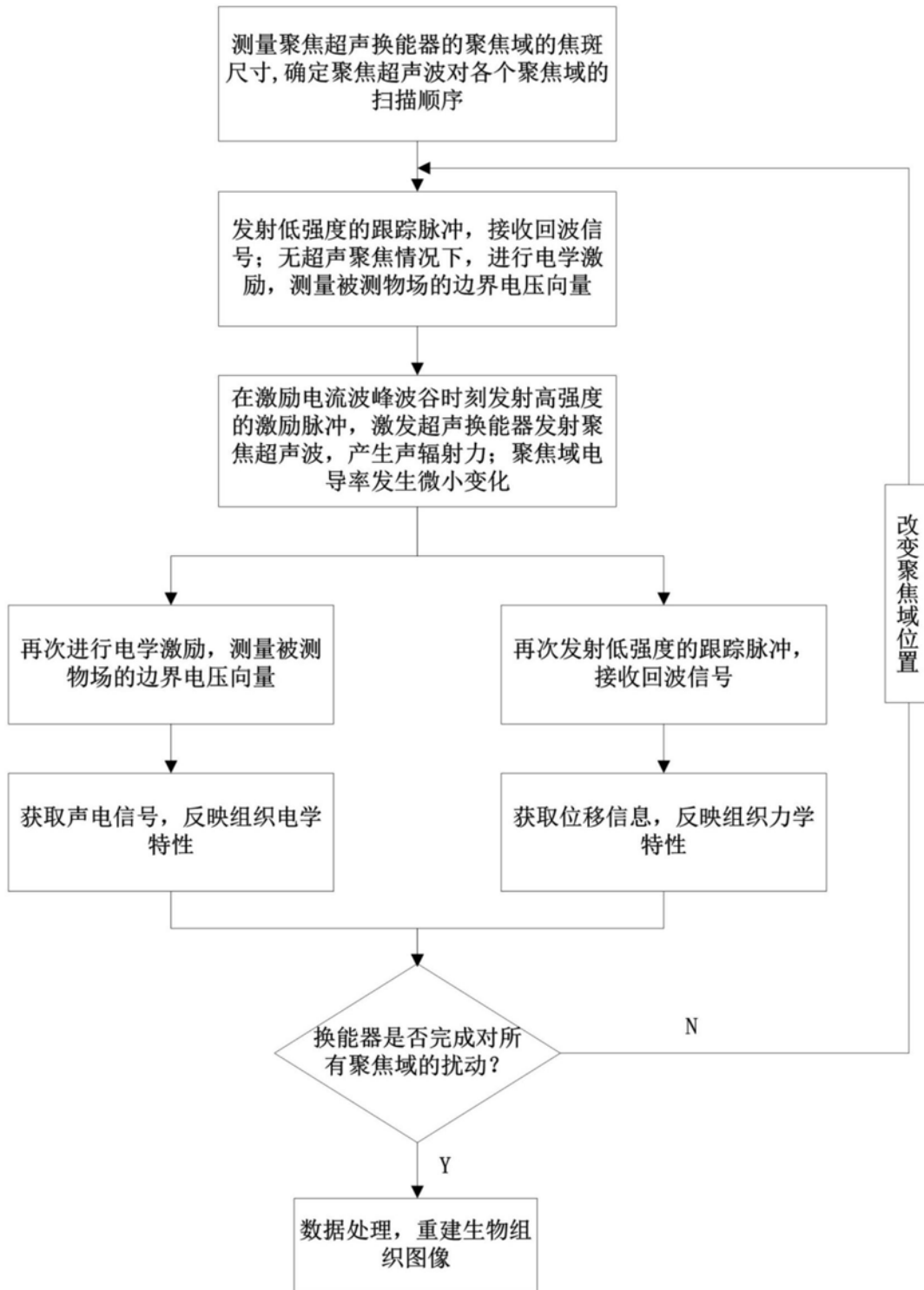


图3

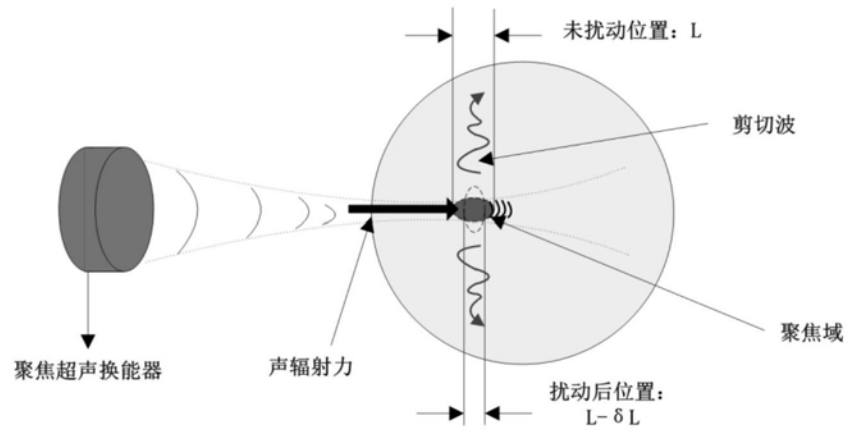


图4

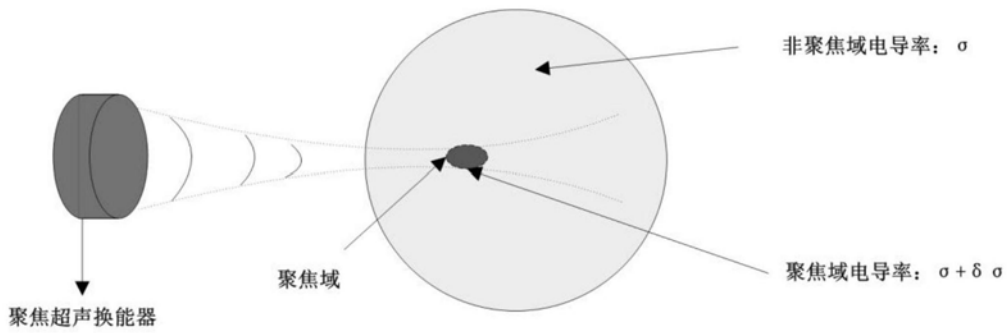


图5

专利名称(译)	基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法		
公开(公告)号	CN107550458B	公开(公告)日	2020-05-12
申请号	CN201710623678.9	申请日	2017-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	许燕斌 张胜男 董峰		
发明人	许燕斌 张胜男 董峰		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/08		
审查员(译)	陈曦		
其他公开文献	CN107550458A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于声电效应与声辐射力的生物组织多特性成像方法，包括：测量聚焦超声扰动模式下超声换能器的聚焦域的焦斑尺寸，并确定聚焦超声波对各个聚焦域的扫描顺序；向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲，在忽略超声聚焦情况下，获得边界测量电压向量 φ 和跟踪脉冲的回波信号；当激励电流到达波峰或波谷时刻，向超声换能器发射高强度的激励脉冲，使得超声换能器发射和扫描机构工作在聚焦超声扰动模式下，聚焦超声波扰动第 n 个聚焦域；在聚焦超声波扰动的同时，测量扰动后边界测量电压向量 φ_n ，并再次向超声换能器发射低强度的跟踪脉冲，接收回波信号；得到第 n 个聚焦域的声电信号和和相应的位移信息；对所得数据进行数据处理，重建生物组织图像。

