



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102860825 B

(45) 授权公告日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201210393793. 9

审查员 胡琴明

(22) 申请日 2012. 10. 16

(73) 专利权人 中国科学院电工研究所

地址 100190 北京市海淀区中关村北二条 6 号

(72) 发明人 刘国强 夏慧 李士强 张洋
李艳红 夏正武 陈晶 黄欣

(74) 专利代理机构 北京科迪生专利代理有限责
任公司 11251

代理人 关玲

(51) Int. Cl.

A61B 5/053(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2008124298 A2, 2008. 10. 16,

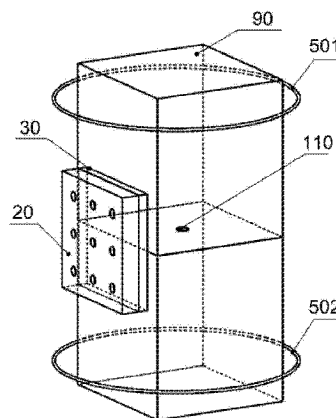
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54) 发明名称

基于洛仑兹力力学效应的磁声电阻抗成像系统
及成像方法

(57) 摘要

一种基于洛仑兹力力学效应的磁声电阻抗成像系统
及成像方法,包括超声驱动激励源、超声探
头阵列、控制系统、磁体系统、直流电源和信号检
测处理系统。通过控制系统使超声探头阵列处于
发射或测量两种模式。通过控制系统使直流电源
处于导通或关断状态,进而实现施加磁场或撤销
磁场两种模式。测量有磁场和无磁场两种情况
下的质点振动速度比,并根据质点振动速度比
的平方根重建电导率图像。本发明成像方法不
需要进行电场测量,只需要测量声波信号即可,
而且测量信号与电导率对应关系简单明确,易
于快速图像重建。



1. 一种基于洛仑兹力力学效应的磁声电阻抗成像系统,其特征在于,所述的磁声电阻抗成像系统包括超声驱动激励源(10)、超声探头阵列(20)、耦合剂(30)、直流电源(40)、磁体系统(50)、信号检测处理系统(60)、图像重建系统(70)和控制系统(80);磁体系统(50)由一对同轴的亥姆霍兹线圈(501、502)组成;所述的超声驱动激励源(10)与超声探头阵列(20)连接,所述的信号检测处理系统(60)与图像重建系统连接;所述的直流电源(40)与磁体系统(50)连接;控制系统(80)分别与直流电源(40)、超声探头阵列(20)连接,并对直流电源(40)、超声探头阵列(20)进行控制;控制系统(80)控制直流电源(40)的开通或关断,从而产生静磁场或撤出静磁场;控制系统(80)控制超声探头阵列(20),使超声探头阵列(20)处于激励模式或测量模式;超声探头阵列(20)通过耦合剂(30)和生物体(90)的某一部分接触;磁体由一对亥姆霍兹线圈(501、502)组成,所述的一对亥姆霍兹线圈(501、502)套装在生物体(90)上,超声探头阵列(20)处于两个亥姆霍兹线圈(501、502)之间。

2. 应用权利要求1所述的磁声电阻抗成像系统的成像方法,其特征在于将一束声波聚焦注入生物组织,生物组织中的局部离子随声波的传播而振动,振动的离子在有静磁场的情况下受到洛仑兹力的作用,洛仑兹力的力学效应导致质点振动速度与在无静磁场的情况下的振动速度不同;测量有静磁场和无静磁场两种情况下的质点振动速度;利用有静磁场和无静磁场两种情况下质点振动速度比的平方根与电导率成正比的关系进行图像重建。

基于洛仑兹力力学效应的磁声电阻抗成像系统及成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学成像方法及装置,特别涉及一种磁声电阻抗成像方法及装置。

背景技术

[0002] 传统的电阻抗成像的灵敏度和空间分辨率不高,为解决此问题,人们提出了各种新型成像方法。磁声电成像就是一种新型的具有良好应用前景的医学成像方法。其成像原理是将一束超声波注入成像体,成像体中的局部离子随超声波的传播而振动,振动的离子在静磁场的作用下受到洛伦兹力作用而引起电荷分离,进而在成像体内形成局部的电场,通过贴放在成像体上的接收电极或与成像体非接触的接收线圈检测电信号重构电阻抗图像。

[0003] 1997年, Han Wen 等人提出霍尔效应成像的概念,并给出一维模型,利用普通超声探头和薄铜片搭建的简单实验设备。在2007年, Y. Xu、S Haider 等人,在 Han Wen 概念提出的基础上,提出基于互易定理的磁声电成像,实验仍旧采用一维铜片样本,利用电极对进行测量,并根据互易定理推导出测量电压与声场和电磁场之间简单关系式,在系统的配置方面没有提及。

[0004] 上述成像方法在提高灵敏度和空间分辨率方面具有潜在的优势,但是在检测过程需要采用电极或接收线圈测量电信号,而电信号与电导率之间是非线性关系,增加了图像重建过程的复杂度。

发明内容

[0005] 本发明的目的是克服现有技术的如上所述的缺点,提出的一种新的基于洛仑兹力的力学效应的磁声电阻抗成像装置和方法。本发明不需要进行电场测量,只需要测量声波信号即可,而且测量信号与电导率对应关系简单明确,易于快速图像重建。

[0006] 本发明的主要原理为:将一束声波聚焦注入生物组织,生物组织中的局部离子随声波的传播而振动,振动的离子在有静磁场的情况下会受到洛仑兹力的作用,洛仑兹力的力学效应导致质点振动速度与没有静磁场的情况下的振动速度不同。通过超声检测装置可以检测有静磁场和无静磁场两种情况下的振动速度,进而根据振动速度比的平方根与成像体的电导率的正比关系,重构电阻抗图像。

[0007] 本发明磁声电阻抗成像系统主要包括超声驱动激励源、超声探头阵列、控制系统、磁体系统、直流电源和信号检测处理系统。超声驱动激励源和超声探头阵列连接、信号检测处理系统和图像重建系统连接。磁体系统由一对亥姆霍兹线圈组成,磁体系统与直流电源连接。控制系统分别与直流电源、超声探头阵列连接,并对直流电源、超声探头阵列进行控制,使超声探头阵列处于激励发射或测量两种模式。通过控制系统使直流电源处于导通或关断状态,进而实现施加磁场或撤销磁场两种模式。

[0008] 超声探头阵列通过耦合剂和生物体的某一部位接触;所述的一对亥姆霍兹线圈套

装在生物体上,超声探头阵列处于两个亥姆霍兹线圈之间。

[0009] 本发明磁声电阻抗成像系统的工作过程如下:

[0010] 所述的超声驱动激励源发射脉冲超声激励信号,激励信号通过超声驱动电缆发送至超声探头阵列。超声探头阵列通过耦合剂与生物组织接触,控制阵列单元发射聚焦超声,在生物组织内部一定深度的局部区域中激发声辐射力,引起局部聚焦区质点振动。通过控制系统,超声探头阵列切换到测量模式,可以通过回波测量获得聚焦区的位置坐标以及质点振动速度 \bar{v}_1 ,这里 $v_1 = \bar{v}_1 e^{i\omega t}$ 为任意时刻 t 质点的振动速度,而 \bar{v}_1 为 $t = 0$ 时刻质点的振动速度, ω 为声辐射力的角频率,通过信号检测处理系统记录 \bar{v}_1 。控制开通亥姆霍兹线圈中的直流电流,在生物组织的测量区域内产生与亥姆霍兹线圈轴线平行的均匀静磁场。所述的质点振动速度 \bar{v}_1 的方向与均匀静磁场方向垂直。由质点振动和静磁场共同作用引起聚焦区内产生洛伦兹力,由于洛伦兹力的作用,引起质点振动速度与未加静磁场时的数值不同。控制超声探头阵列仍处于测量模式下,利用回波测量获得聚焦区的质点振动速度 \bar{v}_2 ,这里 $v_2 = \bar{v}_2 e^{i\omega t}$ 为加静磁场后任意时刻 t 质点的振动速度,而 \bar{v}_2 为加静磁场后 $t = 0$ 时刻质点的振动速度,通过信号检测处理系统记录 \bar{v}_2 。控制超声探头阵列依次激励不同位置的聚焦区,获得全部扫描路径下的质点振动速度比 $S = \bar{v}_2 / \bar{v}_1$ 。根据有、无磁场两种情况下质点振动速度比的平方根与电导率 σ 的正比关系($\sqrt{S} \propto \sigma$),可以重建生物组织电导率图像。

[0011] 本发明的主要激励装置为超声波源和静磁场源,而检测装置为超声波换能器,检测信号为有无磁场两种情况下的声波振动速度。静磁场技术和超声波激励检测技术皆为医学领域传统技术,易于实现。这种基于洛伦兹力的力学效应的磁声电阻抗成像方法综合了超声成像和电成像技术的优点,有广泛的应用前景和潜在的应用价值。

附图说明

[0012] 图1 本发明装置结构示意图;

[0013] 图2 本发明装置在实际检测过程中与生物体相对位置关系示意图;

[0014] 图3 本发明装置在实际检测过程中,在无磁场和有磁场两种情况下聚焦区质点振动速度示意图;

[0015] 图中:10 超声驱动激励源,20 超声探头阵列,30 耦合剂,40 直流电源,50 磁体系统,60 信号检测处理系统,70 图像重建系统,80 控制系统。

[0016] 90 生物体,501 和 502 一对亥姆霍兹线圈,110 聚焦区,125 无静磁场情况下聚焦区质点在 $t = 0$ 时刻的振动速度,127 有静磁场情况下聚焦区质点在 $t = 0$ 时刻的振动速度。126 静磁场。

具体实施方式

[0017] 以下结合附图和具体实施方式进一步说明本发明。

[0018] 如图1所示,本发明磁声电阻抗成像系统主要包括超声驱动激励源10、超声探头阵列20,耦合剂30,直流电源40,磁体系统50,信号检测处理系统60,图像重建系统70,控制系统80,另外还包括生物体90。

[0019] 超声驱动激励源10和超声探头阵列20连接,信号检测处理系统60和图像重建系统70连接。直流电源40与磁体系统50连接。控制系统80分别与直流电源40、超声探头

阵列 20 连接,并对直流电源 40、超声探头阵列 20 进行控制。控制系统 80 控制直流电源 40 的开通或关断,从而产生静磁场或撤出静磁场。控制系统 80 控制超声探头阵列 20,可以使超声探头阵列 20 处于激励模式或测量模式。

[0020] 如图 2 所示,本发明磁声电阻抗成像系统装置在实际检测过程中与生物体相对位置关系,磁体系统 50 由一对同轴的亥姆霍兹线圈 501 和 502 组成。超声探头阵列 20 通过耦合剂 30 和生物体 90 的某一部位接触。亥姆霍兹线圈 501 和 502 套在生物体上,超声探头阵列 20 处于两个亥姆霍兹线圈 501 和 502 之间。110 为超声探头阵列 20 在生物体内产生的声辐射力聚焦区。

[0021] 如图 3 所示,在有静磁场 126 及无静磁场 126 两种情况下,聚焦区 110 处质点在 $t = 0$ 时刻的振动速度分别为 \bar{v}_2 127 和 \bar{v}_1 125, $v_2 = \bar{v}_2 e^{i\omega t}$ 和 $v_1 = \bar{v}_1 e^{i\omega t}$ 分别为有静磁场和无静磁场 126 两种情况下,任意时刻 t 的质点振动速度, ω 为声辐射力的角频率。

[0022] 本发明工作过程如下:

[0023] 所述的超声驱动激励源 10 发射脉冲超声激励信号,激励信号通过超声驱动电缆发送至超声探头阵列 20。超声探头阵列 20 通过耦合剂 30 与生物体 90 接触,利用控制系统 80 控制超声探头阵列发射聚焦超声,在生物体 90 的生物组织内部一定深度的局部区域中激发声辐射力,引起局部聚焦区 110 质点振动。通过控制系统 80,超声探头阵列 20 切换到测量模式,可以通过回波测量获得聚焦区 110 的位置坐标以及无磁场情况下质点振动速度 125,由信号检测处理系统 60 记录无磁场情况下质点振动速度 125。控制系统 80 控制开通磁体系统 50 中的亥姆霍兹线圈 501、502 中的直流电流,在生物组织的测量区域内产生与亥姆霍兹线圈 501、502 轴线平行的均匀静磁场 126。所述的质点振动速度 125 的方向与均匀静磁场 126 的方向垂直。由质点振动速度 125 和静磁场 126 共同作用引起聚焦区 110 内产生洛伦兹力,由于洛伦兹力的作用,引起质点振动速度与未加静磁场时的数值不同。通过控制系统 80 控制超声探头阵列 20 仍处于测量模式下,利用回波测量获得聚焦区 110 在有磁场情况下质点振动速度 127,通过信号检测处理系统 60 记录质点振动速度 127。控制超声探头阵列 20 依次激励不同位置的聚焦区,获得全部扫描路径下的质点振动速度比 $S = \bar{v}_2 / \bar{v}_1$ 。根据有静磁场、无静磁场两种情况下质点振动速度比的平方根与电导率 σ 的正比关系($\sqrt{S} \propto \sigma$),可以重建生物组织电导率图像。

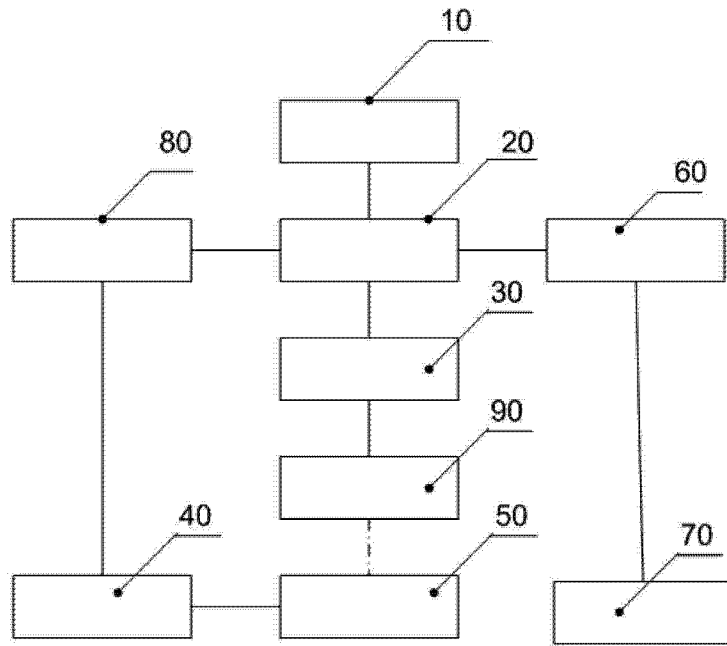


图 1

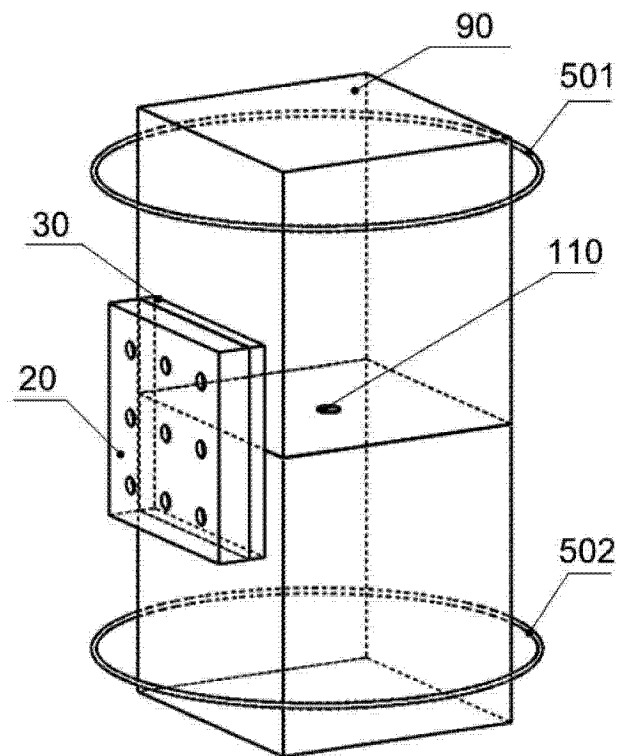


图 2

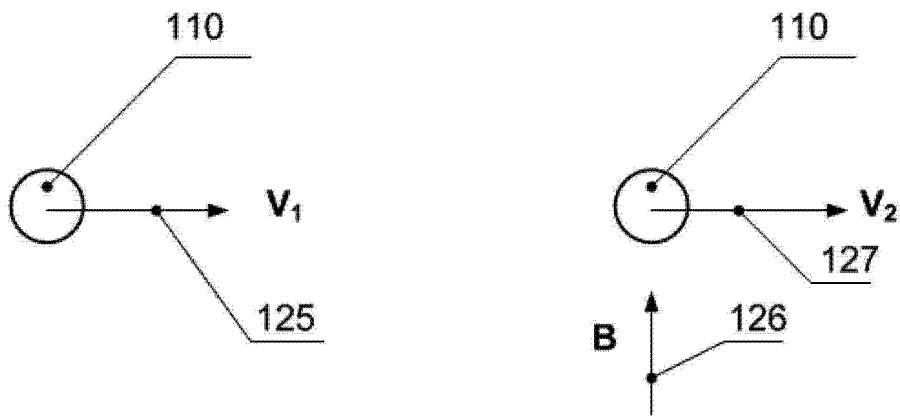


图 3

专利名称(译)	基于洛仑兹力力学效应的磁声电阻抗成像系统及成像方法		
公开(公告)号	CN102860825B	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201210393793.9	申请日	2012-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院电工研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院电工研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院电工研究所		
[标]发明人	刘国强 夏慧 李士强 张洋 李艳红 夏正武 陈晶 黄欣		
发明人	刘国强 夏慧 李士强 张洋 李艳红 夏正武 陈晶 黄欣		
IPC分类号	A61B5/053 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0093		
代理人(译)	关玲		
其他公开文献	CN102860825A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于洛仑兹力力学效应的磁声电阻抗成像系统及成像方法，包括超声驱动激励源、超声探头阵列、控制系统、磁体系统、直流电源和信号检测处理系统。通过控制系统使超声探头阵列处于发射或测量两种模式。通过控制系统使直流电源处于导通或关断状态，进而实现施加磁场或撤销磁场两种模式。测量有磁场和无磁场两种情况下的质点振动速度比，并根据质点振动速度比的平方根重建电导率图像。本发明成像方法不需要进行电场测量，只需要测量声波信号即可，而且测量信号与电导率对应关系简单明确，易于快速图像重建。

