



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110742609 A

(43)申请公布日 2020.02.04

(21)申请号 201910937427.7

(22)申请日 2019.09.29

(71)申请人 深圳大学

地址 518060 广东省深圳市南山区南海大道3688号

(72)发明人 林浩铭 陈昕 陈冕 胡雨阳
钱建庭 陈思平

(74)专利代理机构 北京睿邦知识产权代理事务
所(普通合伙) 11481

代理人 徐丁峰 戴亚南

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/05(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

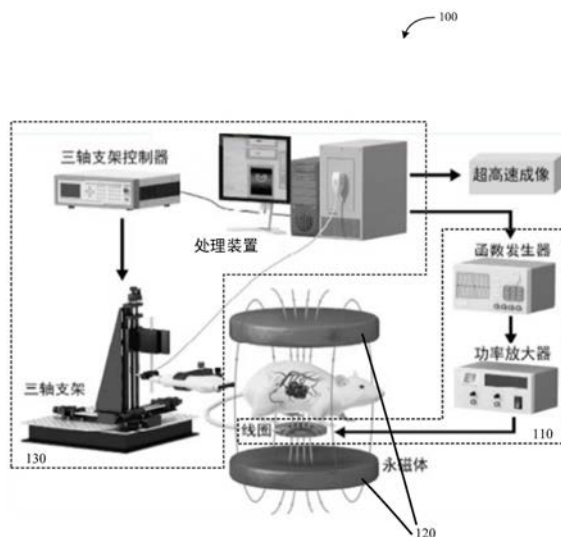
权利要求书3页 说明书14页 附图2页

(54)发明名称

电导率成像系统、电导率成像方法及存储介质

(57)摘要

本发明实施例提供一种电导率成像系统和方法及存储介质。该系统包括：电流形成装置，用于对待测物体施加激励信号，以在待测物体的目标部位中形成动态电流；磁场生成装置，用于生成第一磁场，所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力；超声检测装置，用于向所述目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号，基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建，以获得所述目标部位的电导率分布图像，其中，所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。该系统通过主动发射超声波的方式来主动检测组织内部的振动，有助于提高检测精度并可以获得更深的检测深度。



1. 一种电导率成像系统,包括:

电流形成装置,用于对待测物体施加激励信号,以在待测物体的目标部位中形成动态电流;

磁场生成装置,用于生成第一磁场,所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力;

超声检测装置,用于向所述目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号,基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得所述目标部位的电导率分布图像,其中,所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述超声检测装置还用于基于所述回波信号中的第二回波信号段进行超声图像重建,以获得所述目标部位的超声图像,并将所述超声图像和所述电导率分布图像进行融合,以获得融合图像,其中,所述第二回波信号段是在所述激励信号和/或所述第一磁场不存在的时段内获得的信号段。

3. 如权利要求2所述的系统,其中,所述超声图像和所述电导率分布图像的大小一致,所述超声检测装置通过以下方式将所述超声图像和所述电导率分布图像进行融合:

将所述超声图像和所述电导率分布图像在同一位置处的像素进行像素值叠加,以获得所述融合图像。

4. 如权利要求1所述的系统,其中,所述激励信号的变化频率大于或等于10赫兹并且小于或等于1000赫兹。

5. 如权利要求1所述的系统,其中,所述激励信号具有一个或多个重复周期,所述第一回波信号段包括与所述一个或多个重复周期一一对应的一个或多个子回波信号段,

所述超声检测装置通过以下方式进行电导率图像重建:

基于所述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段重建电导率分布,以获得一个或多个电导率分布结果;

基于所述一个或多个电导率分布结果生成所述电导率分布图像。

6. 如权利要求5所述的系统,其中,在所述激励信号具有所述多个重复周期的情况下,所述激励信号在所有重复周期内均按照相同的规律变化,所述超声检测装置通过以下方式基于所述多个电导率分布结果生成所述电导率分布图像:

对所述多个电导率分布结果求平均,以获得平均电导率分布结果;

基于所述平均电导率分布结果生成所述电导率分布图像。

7. 如权利要求5所述的系统,其中,所述超声检测装置通过以下方式基于所述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段重建电导率分布:

对于所述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段,

基于该子回波信号段估计位移分布数据;

基于所述位移分布数据计算洛伦兹力散度;

基于所述洛伦兹力散度以及洛伦兹力电导率重建算法重建电导率分布,以获得与该子回波信号段对应的电导率分布结果。

8. 如权利要求1至7任一项所述的系统,其中,所述电流形成装置具体用于生成第二磁场,所述第二磁场是动态磁场,所述第二磁场用于作用在所述目标部位以在所述目标部位

中形成感应涡流,其中,所述激励信号是所述动态磁场,所述动态电流是所述感应涡流。

9.如权利要求8所述的系统,其中,所述电流形成装置包括:

信号发生装置,用于生成激励电信号;

激励线圈,与所述信号发生装置连接,用于接收所述激励电信号并生成对应的所述第二磁场。

10.如权利要求9所述的系统,其中,所述激励电信号是包含一个或多个脉冲的脉冲电流信号或者是正弦电流信号。

11.如权利要求9所述的系统,其中,所述激励线圈是单个线圈,所述单个线圈上方或下方存在用于放置所述目标部位的第一空间;或者

所述激励线圈是包括两个子线圈的亥姆霍兹线圈,所述两个子线圈中间存在用于放置所述目标部位的第二空间。

12.如权利要求1至7任一项所述的系统,其中,所述电流形成装置与所述超声检测装置连接,

所述电流形成装置还用于向所述超声检测装置发送同步信号,所述同步信号用于指示所述激励信号的起始时刻。

13.如引用权利要求2的权利要求12所述的系统,其中,所述超声检测信号包括与所述第一回波信号段相对应的第一检测信号段和与所述第二回波信号段对应的第二检测信号段,

所述超声检测装置具体用于:响应于所述同步信号的接收,向所述目标部位发射所述第一检测信号段并接收对应的所述第一回波信号段。

14.如权利要求1至7任一项所述的系统,其中,所述电流形成装置包括:

信号发生装置,用于生成所述激励信号;

注入电极,与信号发生装置连接,用于置于所述目标部位表面或所述目标部位内部,并用于将所述激励信号注入所述目标部位。

15.如权利要求1至7任一项所述的系统,其中,所述超声检测装置包括相互连接的超声探头和处理装置,

所述超声探头用于向所述目标部位发射所述超声检测信号并接收所述回波信号;

所述处理装置用于基于所述第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得所述电导率分布图像。

16.如权利要求1至7任一项所述的系统,其中,所述磁场发生装置包括永磁体对,所述永磁体对中间存在用于放置所述目标部位的第三空间;或者

所述磁场发生装置包括相互连接的线圈对和电源,所述线圈对中间存在用于放置所述目标部位的第四空间,其中,所述电源用于为所述线圈对供电以生成所述第一磁场。

17.如权利要求1至7任一项所述的系统,其中,所述超声检测装置具体用于沿固定方向向所述目标部位发射所述超声检测信号并接收对应的所述回波信号。

18.一种电导率成像方法,包括:

对待测物体施加激励信号,以在待测物体的目标部位中形成动态电流;

生成第一磁场,所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力;

向所述目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号,基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得所述目标部位的电导率分布图像,其中,所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。

19. 一种存储介质,在所述存储介质上存储了程序指令,所述程序指令在运行时用于执行:

获取在向待测物体的目标部位发射超声检测信号时从所述目标部位接收的回波信号,所述超声检测信号在以下情况下发射:对所述待测物体施加激励信号,以在所述目标部位中形成动态电流,并生成第一磁场,所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力;

基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得所述目标部位的电导率分布图像,其中,所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。

电导率成像系统、电导率成像方法及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像技术领域,更具体地涉及一种电导率成像系统、电导率成像方法及存储介质。

背景技术

[0002] 人体组织内存在大量的无机离子,分散在体液、血液和细胞内外液中,宏观上表现为组织的电阻抗、电导率、介电常数等电参数。大量研究发现,人体组织的生理和病理变化会导致组织的电学特性改变。人体组织电导率在正常组织和病变组织之间存在明显差异,例如乳腺组织、肝脏组织、前列腺组织等。测量组织的电学特性可以为早期的疾病诊断提供信息,具有重要的临床价值。所有对人体组织电学特性成像的方法可以统称为医学电磁功能成像,磁声成像是其中的一种,其利用注入电流或感应电流,在静磁场作用下激励组织产生洛伦兹力振动形成超声波,接收超声信号并重建组织的电导率分布。

[0003] 现有的磁声成像方法采用被动式超声接收方式,即超声换能器在组织表面被动接收超声信号。这种检测方式会导致一定局限。例如,在进行电导率重建时,需要基于表面接收的声压信号模拟声压信号的逆向传播过程,重建组织中的声源分布,进而重建电导率分布。现有技术在重建声源分布时需要用到组织内部质点振动的速度(质点振速),该速度通过测纵波(即被动接收的超声信号)是无法获知的,需要进行假设,这会影响电导率检测的精度。

发明内容

[0004] 考虑到上述问题而提出了本发明。本发明提供了一种电导率成像系统、电导率成像方法及存储介质。

[0005] 根据本发明一方面,提供了一种电导率成像系统,包括:电流形成装置,用于对待测物体施加激励信号,以在待测物体的目标部位中形成动态电流;磁场生成装置,用于生成第一磁场,所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力;超声检测装置,用于向所述目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号,基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得所述目标部位的电导率分布图像,其中,所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。

[0006] 示例性地,所述超声检测装置还用于基于所述回波信号中的第二回波信号段进行超声图像重建,以获得所述目标部位的超声图像,并将所述超声图像和所述电导率分布图像进行融合,以获得融合图像,其中,所述第二回波信号段是在所述激励信号和/或所述第一磁场不存在的时段内获得的信号段。

[0007] 示例性地,所述超声图像和所述电导率分布图像的大小一致,所述超声检测装置通过以下方式将所述超声图像和所述电导率分布图像进行融合:将所述超声图像和所述电导率分布图像在同一位置处的像素进行像素值叠加,以获得所述融合图像。

[0008] 示例性地,所述激励信号的变化频率大于或等于10赫兹并且小于或等于1000赫兹。

[0009] 示例性地,所述激励信号具有一个或多个重复周期,所述第一回波信号段包括与上述一个或多个重复周期一一对应的一个或多个子回波信号段,所述超声检测装置通过以下方式进行电导率图像重建:基于上述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段重建电导率分布,以获得一个或多个电导率分布结果;基于上述一个或多个电导率分布结果生成上述电导率分布图像。

[0010] 示例性地,在上述激励信号具有上述多个重复周期的情况下,所述激励信号在所有重复周期内均按照相同的规律变化,所述超声检测装置通过以下方式基于上述多个电导率分布结果生成上述电导率分布图像:对上述多个电导率分布结果求平均,以获得平均电导率分布结果;基于上述平均电导率分布结果生成上述电导率分布图像。

[0011] 示例性地,所述超声检测装置通过以下方式基于上述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段重建电导率分布:对于上述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段,基于该子回波信号段估计位移分布数据;基于上述位移分布数据计算洛伦兹力散度;基于上述洛伦兹力散度以及洛伦兹力电导率重建算法重建电导率分布,以获得与该子回波信号段对应的电导率分布结果。

[0012] 示例性地,所述电流形成装置具体用于生成第二磁场,所述第二磁场是动态磁场,所述第二磁场用于作用在上述目标部位以在上述目标部位中形成感应涡流,其中,所述激励信号是所述动态磁场,所述动态电流是所述感应涡流。

[0013] 示例性地,所述电流形成装置包括:信号发生装置,用于生成激励电信号;激励线圈,与上述信号发生装置连接,用于接收上述激励电信号并生成对应的上述第二磁场。

[0014] 示例性地,所述激励电信号是包含一个或多个脉冲的脉冲电流信号或者是正弦电流信号。

[0015] 示例性地,所述激励线圈是单个线圈,所述单个线圈上方或下方存在用于放置上述目标部位的第一空间;或者所述激励线圈是包括两个子线圈的亥姆霍兹线圈,所述两个子线圈中间存在用于放置上述目标部位的第二空间。

[0016] 示例性地,所述电流形成装置与上述超声检测装置连接,所述电流形成装置还用于向上述超声检测装置发送同步信号,所述同步信号用于指示上述激励信号的起始时刻。

[0017] 示例性地,所述超声检测信号包括与上述第一回波信号段相对应的第一检测信号段和与上述第二回波信号段对应的第二检测信号段,所述超声检测装置具体用于:响应于上述同步信号的接收,向上述目标部位发射上述第一检测信号段并接收对应的上述第一回波信号段。

[0018] 示例性地,所述电流形成装置包括:信号发生装置,用于生成上述激励信号;注入电极,与信号发生装置连接,用于置于上述目标部位表面或上述目标部位内部,并用于将上述激励信号注入上述目标部位。

[0019] 示例性地,所述超声检测装置包括相互连接的超声探头和处理装置,所述超声探头用于向上述目标部位发射上述超声检测信号并接收上述回波信号;所述处理装置用于基于上述第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得上述电导率分布图像。

[0020] 示例性地,所述磁场发生装置包括永磁体对,所述永磁体对中间存在用于放置所

述目标部位的第三空间;或者所述磁场发生装置包括相互连接的线圈对和电源,所述线圈对中间存在用于放置所述目标部位的第四空间,其中,所述电源用于为所述线圈对供电以生成所述第一磁场。

[0021] 示例性地,所述超声检测装置具体用于沿固定方向向所述目标部位发射所述超声检测信号并接收对应的所述回波信号。

[0022] 根据本发明另一方面,提供一种电导率成像方法,包括:对待测物体施加激励信号,以在待测物体的目标部位中形成动态电流;生成第一磁场,所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力;向所述目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号,基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得所述目标部位的电导率分布图像,其中,所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。

[0023] 根据本发明另一方面,提供一种存储介质,在所述存储介质上存储了程序指令,所述程序指令在运行时用于执行:获取在向待测物体的目标部位发射超声检测信号时从所述目标部位接收的回波信号,所述超声检测信号在以下情况下发射:对所述待测物体施加激励信号,以在所述目标部位中形成动态电流,并生成第一磁场,所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力;基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得所述目标部位的电导率分布图像,其中,所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。

[0024] 根据本发明实施例的电导率成像系统、电导率成像方法及存储介质,通过主动发射超声波的方式来主动检测组织内部的振动。与现有技术相比,这种电导率成像技术具有如下优势,由于具有超声检测信号和对应的回波信号,使得组织内部的振动(例如上述质点振速)有可能被直接计算出来而无需假设获得,这有助于避免声源重建过程需要的假设条件,从而可以提高电导率的检测精度。此外,与被动式的表面声信号接收方式相比,主动检测方式可以获得更深的检测深度。

附图说明

[0025] 通过结合附图对本发明实施例进行更详细的描述,本发明的上述以及其它目的、特征和优势将变得更加明显。附图用来提供对本发明实施例的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与本发明实施例一起用于解释本发明,并不构成对本发明的限制。在附图中,相同的参考标号通常代表相同部件或步骤。

[0026] 图1示出根据本发明一个实施例的电导率成像系统的示意图;

[0027] 图2示出根据本发明一个实施例的电导率成像系统的示意图;

[0028] 图3示出根据本发明一个实施例的激励与检测脉冲的时序图。

具体实施方式

[0029] 为了使得本发明的目的、技术方案和优点更为明显,下面将参照附图详细描述根据本发明的示例实施例。显然,所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例,而不是本发明的全部实施例,应理解,本发明不受这里描述的示例实施例的限制。

[0030] 为了至少部分解决以上问题,本发明实施例提供一种新的电导率成像系统。该电

导率成像系统通过主动发射超声波的方式来主动检测组织内部的振动,而非如现有技术那样通过被动式的表面声信号接收来被动检测组织内部的振动。这种电导率成像技术可以提高检测精度。

[0031] 下面,将参考图1描述根据本发明实施例的电导率成像系统。图1示出根据本发明一个实施例的电导率成像系统100的示意图。如图1所示,电导率成像系统100可以包括电流形成装置110、磁场发生装置120和超声检测装置130。需注意,图1所示的电导率成像系统仅是示例而非对本发明的限制,本发明并不局限于图1所示的具体示例。例如,虽然图1示出磁场发生装置120为永磁体对,但是磁场发生装置120可以采用其他方式实现,这将在下文描述。又例如,虽然图1示出电流形成装置110包括功率放大器,但是该功率放大器是可选的,其可以省略。再例如,图1示出的电流形成装置110可以具有其他的实现方案,例如用注入电极取代激励线圈或者激励线圈用其他形式的线圈实现等。

[0032] 电流形成装置110用于对待测物体施加激励信号,以在待测物体的目标部位中形成动态电流。

[0033] 待测物体可以是任意物体,目标部位可以是待测物体上的任意部位。需理解,目标部位可以包括待测物体上的部分部位,也可以包括待测物体的全部部位(即包括待测物体整体)。

[0034] 电流形成装置110可以是任何合适的能够在目标部位形成动态电流的装置。例如,电流形成装置110可以是包含激励线圈的装置,也可以是包含注入电极的装置等,这些将在下文描述。在本文描述时,主要以采用激励线圈的实施例为主描述电导率成像系统100。

[0035] 示例性地,电流形成装置110具体可以用于生成第二磁场,第二磁场是动态磁场,第二磁场用于作用在目标部位以在目标部位中形成感应涡流,其中,激励信号是动态磁场,动态电流是感应涡流。

[0036] 可选地,电流形成装置110可以包括激励线圈等,通过为激励线圈供应动态电流来生成动态变化的第二磁场。可选地,电流形成装置110可以包括永磁体等,通过移动永磁体来生成动态变化的第二磁场。

[0037] 在一个示例中,电流形成装置110可以包括:信号发生装置,用于生成激励电信号;激励线圈,与信号发生装置连接,用于接收激励电信号并生成对应的第二磁场。

[0038] 激励电信号可以是任何合适的动态变化电信号,例如包含一个或多个脉冲的脉冲电流信号、或者正弦电流信号等。激励线圈在接收到激励电信号时,由于该电信号是变化的,因此可以生成变化的第二磁场。第二磁场的变化频率取决于激励电信号。典型地,第二磁场的变化频率与激励电信号的变化频率一致。

[0039] 在一个示例中,信号发生装置可以包括信号发生器和功率放大器,信号发生器用于生成初始电信号;功率放大器用于对初始电信号进行放大,以获得激励电信号。

[0040] 继续参考图1,其示出信号发生器(即函数发生器)和功率放大器。信号发生器可以输出所需形式的电信号。在一个实施例中,信号发生器可以输出包含单个脉冲的脉冲电流信号。在另一个实施例中,信号发生器可以输出包含多个脉冲的脉冲电流信号,例如方波信号。在又一个实施例中,信号发生器可以输出正弦电流信号或者其他形式的动态变化电信号。

[0041] 功率放大器可以是可选的,在信号发生器输出的初始电信号的大小满足要求,足

够大的情况下,可以无需功率放大器,此时初始电信号即为所需的激励电信号。如果信号发生器输出的初始电信号的大小不够大,则可以采用功率放大器进行放大,放大后的信号为所需的激励电信号。

[0042] 磁场发生装置120用于生成第一磁场,第一磁场用于与动态电流作用以在目标部位产生洛伦兹力。

[0043] 在待测物体内部产生的动态电流与外部磁场(即第一磁场)的共同作用下,可以在物体内部产生洛伦兹力。本领域技术人员能够理解洛伦兹力的产生原理,本文不对此进行赘述。

[0044] 超声检测装置130用于向目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号,基于回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得目标部位的电导率分布图像,其中,第一回波信号段是在激励信号和第一磁场存在的时段内获得的信号段。

[0045] 超声检测装置130可以向待测物体发射超声波信号,对在目标部位的软组织中的振动进行检测,以确定目标部位的电导率分布情况。可选地,超声检测装置130可以在任意时段内发射超声检测信号,并可以在该时段内接收对应的回波信号。但是,在激励信号和第一磁场存在的情况下,目标部位内才产生洛伦兹力,因此,在激励信号和第一磁场存在的时段内获得的回波信号才是包含所需的组织振动信息(其可以反映电导率分布情况)的信号。

[0046] 示例性地,超声检测装置130可以通过以下方式基于回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建:基于超声检测信号和第一回波信号段计算目标部位的质点振速,基于该质点振速计算位移分布数据,并基于位移分布数据重建电导率分布。示例性地,在本文描述的激励信号具有多个重复周期的实施例,可以针对第一回波信号段的每个子回波信号段计算质点振速和位移分布数据,具体可以参见下文描述。

[0047] 超声检测装置130可以采用任何现有的或将来可能出现的电导率成像方法对目标部位进行电导率成像(即电导率图像重建),本发明不对此进行限制。

[0048] 继续参考图1,本发明中的电导率成像系统100主要包括激励系统和检测系统,其中,激励系统主要包括电流形成装置110和磁场发生装置120,电流形成装置110包括激励线圈、功率放大器和信号发生器,磁场发生装置120包括永磁体对。检测系统包括超声检测装置130,超声检测装置130包括三轴支架平台、三轴支架控制器、超声探头和处理装置。三轴支架平台和三轴支架控制器都是可选的,超声检测装置130可以不包括这两个装置。三轴支架平台起到固定超声探头的作用。三轴支架控制器用于控制三轴支架平台的操作,以间接控制超声探头的位置、角度等。

[0049] 下面描述图1所示的电导率成像系统100的示例性工作流程。首先,放置永磁体对,利用该永磁体对提供第一磁场,其为静磁场。随后,可以将激励线圈放置于第一磁场中,并将待测物体也放置于第一磁场中,且待测物体和激励线圈之间不相互接触。随后,可以调节待测物体的位置以使其靠近激励线圈,且使待测物体的中心与激励线圈中心基本一致。随后,由信号发生器发射一定频率的交变激励信号,该激励信号经功率放大器放大之后驱动激励线圈,使得激励线圈产生交变的动态磁场(即第二磁场),进而在待测物体内部产生感应涡流(即动态电流)。同时,超声探头可以发射超声检测信号,以对软组织中的电导率分布进行检测。

[0050] 根据本发明实施例的电导率成像系统,通过主动发射超声波的方式来主动检测组

织内部的振动,而非如现有技术那样通过被动式的表面声信号接收来被动检测组织内部的振动。与现有技术相比,这种电导率成像技术具有如下优势,由于具有超声检测信号和对应的回波信号,使得组织内部的振动(例如上述质点振速)有可能被直接计算出来而无需假设获得,这有助于避免声源重建过程需要的假设条件,从而可以提高电导率的检测精度。此外,与被动式的表面声信号接收方式相比,主动检测方式可以获得更深的检测深度。

[0051] 根据本发明实施例,超声检测装置130还可以用于基于回波信号中的第二回波信号段进行超声图像重建,以获得目标部位的超声图像,并将超声图像和电导率分布图像进行融合,以获得融合图像,其中,第二回波信号段是在激励信号和/或第一磁场不存在的时段内获得的信号段。通过同一超声检测装置130,可以同步实现电导率成像和超声结构成像。

[0052] 目前,医学成像技术逐渐从单一模态向多模态成像发展,并逐渐从结构成像向功能成像发展。传统的医学成像技术基本上都是对人体组织的形态结构成像。人体组织的生理病理变化会导致某些功能特性的改变,可能还早于形态结构的改变。因此发展全新的成像方法和技术,发掘更多定量的功能信息,具有重要的临床意义。

[0053] 然而,对功能成像而言,同时进行结构成像提供病灶的位置信息也是非常重要的。但由于现有的磁声成像方法采用被动式超声接收,超声换能器在组织表面接收超声信号,这样是无法同时对结构成像的,因此在现有技术中需要采用另一套超声设备单独进行超声结构成像,并需要与电导率图像进行配准。这种结构与功能成像分离的方式在实际应用中非常不方便。

[0054] 而根据本发明实施例,采用主动发射超声波而非被动接收的方式来进行电导率成像,在此基础上,通过同一超声检测装置可以同时实现组织超声结构与电导率双模态成像,因此采用同一套成像设备即可同步获得双模成像结果,可以大大节约成本,同时,这种成像方式具有成像速度快等优点。

[0055] 激励信号和第一磁场中任一者或两者不存在时,目标部位处不产生洛伦兹力,在这种情况下返回的回波信号可以不包含组织振动信息,能够比较好地反映组织的形态结构信息。因此,可以在激励信号和/或第一磁场不存在的时段内发射超声检测信号并接收对应的回波信号,并利用该时段内的回波信号进行超声成像(即超声图像重建)。可选地,本文所述的超声成像可以是B型超声成像。

[0056] 图2示出根据本发明一个实施例的电导率成像系统的示意图。如图2所示,通过超高速成像(即发射超声波来成像),可以获得射频(RF)信息,即本文所述的回波信号。随后,利用回波信号,可以分别进行B型超声成像以及电导率成像。

[0057] 图3示出根据本发明一个实施例的激励与检测脉冲的时序图。示例性地,电导率成像系统的工作流程可以分为三个阶段:B超图像获取阶段、激励与检测阶段、图像重建与融合阶段。

[0058] 在B超图像获取阶段,可以暂时不生成激励信号和/或第一磁场,在用激励线圈生成第二磁场并且用永磁体生成第一磁场的实施例中,是指暂时不向激励线圈输出激励电信号。同时,在B超图像获取阶段,可以用超声检测装置向目标部位发射超声检测信号,参见图3最左侧示出的脉冲序列(图3标记为超快速成像序列)。在B超图像获取阶段,超声检测装置接收到的回波信号中不包含组织振动信息,基于这一阶段的回波信号可以实现超声成像。

化。在利用第二磁场生成动态电流的情况下,可以理解为第二磁场仅有一个重复周期,在该周期中第二磁场可以按照任意波形变化。相应地,第一回波信号段可以仅包括与该重复周期对应的一个子回波信号段,可以直接基于该子回波信号段计算电导率分布结果并将该结果作为最终的电导率分布结果。在采用激励线圈的实施例中,在这一次激励-检测的过程中,激励电信号的波形可以是任意的,例如其可以是具有预定周期的方波或正弦波电流信号。

[0069] 在另一个示例中,如上文所述,激励-检测的过程可以多次重复。重复周期可以按照需要设置,本文不对此进行限定。在本实施例中,不同重复周期的长度是一致的,激励信号在所有重复周期内均按照相同的规律变化。在利用第二磁场生成激励信号的情况下,可以理解为第二磁场在所有重复周期内均按照相同的波形变化。此时可以获得与多个重复周期一一对应的多个子回波信号段,可以基于每个子回波信号段计算电导率分布结果,并综合所有电导率分布结果来获得最终的电导率分布结果。

[0070] 根据本发明实施例,在激励信号具有多个重复周期的情况下,激励信号在所有重复周期内均按照相同的规律变化,超声检测装置130可以通过以下方式基于多个电导率分布结果生成电导率分布图像:对多个电导率分布结果求平均,以获得平均电导率分布结果;基于平均电导率分布结果生成电导率分布图像。

[0071] 在本实施例中,通过对多个电导率分布结果求平均的方式来获得最终的电导率分布结果。由于每次激励可能会产生同样的振动反应,将同样的振动反应进行平均,可以获得比较准确的振动分布,而噪声是随机的,有可能被平均掉。因此,通过多次重复执行激励-检测步骤,可以有效地减少噪声,提高电导率成像的准确率。

[0072] 示例性地,在激励与检测阶段,可以用同一激励信号持续激励,而检测分多次进行,即分时段发射超声检测信号并接收对应的回波信号,这样也可以分别针对每个时段获得一个电导率分布结果,并进而综合多个电导率分布结果获得最终的电导率分布结果。当然,也可以激励信号持续激励,同时持续发射超声检测信号并接收对应的回波信号,在后续图像重建与融合阶段区分开每个重复周期对应的回波信号即可。

[0073] 根据本发明实施例,超声检测装置130可以通过以下方式基于一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段重建电导率分布:对于一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段,基于该子回波信号段估计位移分布数据;基于位移分布数据计算洛伦兹力散度;基于洛伦兹力散度以及洛伦兹力电导率重建算法重建电导率分布,以获得与该子回波信号段对应的电导率分布结果。

[0074] 示例性地,超声检测装置130可以通过以下方式基于该子回波信号段估计位移分布数据:对该子回波信号段进行信号解码,以获得相对应的解码后的子回波信号段,并基于该解码后的子回波信号段估计位移分布数据。可选地,基于解码后的子回波信号段估计位移分布数据可以通过多普勒估计方法,具体地可以通过自相关算法实现。

[0075] 在电导率成像方面,图像重建算法可以包括三个部分(参见图3):信号解码、振动检测、电导率重建。信号解码可以包括解调等操作,例如将回波信号(具体来说为每个子回波信号段)从载波带解调到基带,以获得解调后的回波信号(每个解调后的子回波信号段)。

[0076] 对激励线圈施加激励电信号将在待测物体内部产生洛伦兹力,从而引起组织振动。当组织发生振动时,利用超高速超声成像技术,可以快速获取组织的回波信号,进而估

计组织的振动情况。组织的振动位移(可以用位移分布数据表示)可以通过自相关算法求得。

[0077] 示例性地,可以首先基于超声检测信号和回波信号计算获得组织内部质点振动的速度(即质点振速)。随后,由于超声检测信号和回波信号之间的时间差是已知的,通过质点振速与时间差之积即可计算获得质点的位移,即获得位移分布数据。例如,在激励信号具有一个或多个重复周期的实施例中,第一回波信号段包括与所述一个或多个重复周期一一对应的一个或多个子回波信号段,超声检测信号也可以包括与所述一个或多个重复周期一一对应的一个或多个子检测信号段。所述对于一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段,基于该子回波信号段估计位移分布数据可以包括:通过自相关算法,基于该子回波信号段以及与该子回波信号段相对应的子检测信号段计算质点振速,基于质点振速以及该子回波信号段与对应的子检测信号段之间的时间差计算质点的位移,以获得与该子回波信号段对应的位移分布数据。

[0078] 本领域技术人员可以理解估计组织振动位移的实现方式,本文不做赘述。

[0079] 在估计获得组织振动位移(即获得位移分布数据)之后,可以针对无粘性流体和弹性固体模型,分别根据无粘性流体的波动方程(公式1)和弹性固体的纳维方程(公式2)计算洛伦兹力声源(可以用洛伦兹力散度表示),然后根据洛伦兹力电导率重建算法(公式3),实现对电导率分布的重建。

$$[0080] \quad \nabla^2 p - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla \cdot \mathbf{F} \quad (1)$$

$$[0081] \quad \rho \frac{\partial^2 \mathbf{U}}{\partial t^2} = G \nabla^2 \mathbf{U} + (\lambda + G) \nabla (\nabla \cdot \mathbf{U}) + \mathbf{F} \quad (2)$$

$$[0082] \quad \sigma = \frac{\nabla \cdot \mathbf{F}}{\mathbf{B}_1 \cdot \mathbf{B}_0} \quad (3)$$

[0083] 以上公式中, σ 为电导率, \mathbf{F} 为洛伦兹力, \mathbf{B}_0 为第一磁场的磁感应强度, \mathbf{B}_1 为第二磁场的磁感应强度, \mathbf{U} 为振动位移, p 是声压, c_s 是介质中的剪切波速度, ρ 是待测物体的组织密度, G 是剪切模量, λ 是拉梅常数, G 和 λ 都是和组织弹性相关的物理量。

[0084] 根据本发明实施例,激励信号的变化频率大于或等于10赫兹(Hz)并且小于或等于1000Hz。例如,激励信号的变化频率可以为20Hz、50Hz、100Hz、300Hz、500Hz、800Hz,等等。相应地,在利用第二磁场生成动态电流的情况下,第二磁场的变化频率可以大于或等于10Hz并且小于或等于1000Hz。

[0085] 比较可取的是,采用低频激励信号来对待测物体实施激励。例如,第二磁场的变化频率可以是低频,例如几十至几百Hz。在基于声辐射力的剪切波激励方法中,产生声辐射力的声波频率一般在MHz级别,而本发明实施例采用低频激励信号,使得与现有技术相比,可以进一步降低信号衰减对激励的影响,因此,可以发射更长的激励脉冲,提高组织振动的幅度,从而有助于更好地检测电导率。

[0086] 根据本发明实施例,上述激励线圈是单个线圈,单个线圈上方或下方存在用于放置目标部位的第一空间;或者激励线圈是包括两个子线圈的亥姆霍兹线圈,两个子线圈中

间存在用于放置目标部位的第二空间。

[0087] 虽然图1和图2示出的激励线圈只有一个,但是这并非对本发明的限制,激励线圈可以有其他实现方式。示例性地,可以采取双线圈的方式组成亥姆霍兹线圈,并将其作为激励线圈使用,这样可以提高第二磁场的强度和空间均匀性。在采用亥姆霍兹线圈的情况下,放置待测物体时将其目标部位放置于两个子线圈中间。本领域技术人员可以理解亥姆霍兹线圈的实现方式及其工作原理,本文不做赘述。

[0088] 根据本发明实施例,电流形成装置110可以包括:信号发生装置,用于生成激励信号;注入电极,与信号发生装置连接,用于置于目标部位表面或目标部位内部,并用于将激励信号注入目标部位。

[0089] 如上所述,可以用注入电极取代激励线圈,将注入电极置于目标部位表面或目标部位内部,通过注入电极可以直接在目标部位内部产生动态电流,该电流与第一磁场作用,同样可以产生洛伦兹力。

[0090] 根据本发明实施例,电流形成装置110与超声检测装置130连接,超声检测装置130还可以用于控制电流形成装置110对待测物体施加激励信号。超声检测装置130可以向电流形成装置110输出指令,控制电流形成装置110输出激励信号的时间以及输出的激励信号参数,所述参数例如是激励信号的变化波形、变化频率等。在超声检测装置130包括超声探头和处理装置的情况下,电流形成装置110可以与处理装置连接,可以由处理装置控制电流形成装置110对待测物体施加激励信号。

[0091] 根据本发明实施例,电流形成装置110与超声检测装置130连接,电流形成装置110还可以用于向超声检测装置130发送同步信号,同步信号用于指示激励信号的起始时刻。

[0092] 电流形成装置110向目标部位施加激励信号时,可以同时向超声检测装置130发送同步信号,以使超声检测装置130获知激励信号何时开始。电流形成装置110通过同步信号通知超声检测装置130激励信号的起始时刻,方便超声检测装置130后续进行电导率成像或者进行电导率及超声双模成像时区分激励前和激励后的回波信号。

[0093] 在采用激励线圈或注入电极的实施例中,信号发生装置可以与超声检测装置130连接,信号发生装置可以用于向超声检测装置130发送上述同步信号。

[0094] 可选地,超声检测装置130可以在任何时刻发射超声检测信号,只要能够基于同步信号区分激励前和激励后的回波信号即可。

[0095] 根据本发明实施例,超声检测信号可以包括与第一回波信号段相对应的第一检测信号段和与第二回波信号段对应的第二检测信号段,超声检测装置130可以具体用于:响应于同步信号的接收,向目标部位发射第一检测信号段并接收对应的第一回波信号段。

[0096] 超声检测装置130可以在接收到同步信号时才发射第一检测信号段,这样超声检测装置130可以直接将接收到同步信号之后接收到的回波信号(即第一回波信号段)作为包含组织振动信息的回波信号。

[0097] 根据本发明实施例,超声检测装置130可以包括相互连接的超声探头和处理装置,超声探头用于向目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号;处理装置用于基于第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得电导率分布图像。

[0098] 示例性地,处理装置可以进一步用于控制超声探头发射超声检测信号。示例性地,在信号发生装置发送同步信号的情况下,处理装置还可以进一步用于响应于同步信号的接

收控制超声探头发射超声检测信号。

[0099] 处理装置可以采用任何合适的具有数据处理能力和/或指令执行能力的器件或设备实现。例如,处理装置可以采用个人计算机、移动终端、服务器等实现。处理装置还可以采用数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、可编程逻辑阵列(PLA)、微处理器中的至少一种硬件形式来实现,处理装置可以是中央处理单元(CPU)、图像处理器(GPU)、专用的集成电路(ASIC)或者其它形式的处理单元中的一种或几种的组合。

[0100] 超声探头可以用同时具有超声波发射和接收功能的单个装置实现,也可以用分别具有超声波发射和接收功能的两个装置实现。例如,超声探头可以包括超声发射器和超声接收器,分别用于发射和接收超声波。

[0101] 根据本发明实施例,超声探头可以是多振源超声探头,例如128振源超声探头。现有的电导率成像技术通常采用单振源超声探头,需要围绕目标部位扫描一圈才能完成成像过程。而采用多振源超声探头的话,检测目标部位的切面时探头固定不动也可以检测到,这样检测过程不再需要繁琐的机械扫描,可以极大缩短成像时间。

[0102] 在电导率成像系统实现电导率及超声双模成像的情况下,处理装置还可以用于基于回波信号中的第二回波信号段进行超声图像重建,以获得目标部位的超声图像,并将超声图像和电导率分布图像进行融合,以获得融合图像。

[0103] 根据本发明实施例,磁场发生装置120可以包括永磁体对,永磁体对中间存在用于放置目标部位的第三空间;或者磁场发生装置120可以包括相互连接的线圈对和电源,线圈对中间存在用于放置目标部位的第四空间,其中,电源用于为线圈对供电以生成第一磁场。

[0104] 比较可取的是,第一磁场实现为静磁场,其可以利用永磁体对生成。可选地,第一磁场的磁场强度可以低于1特斯拉(T)。

[0105] 可选地,也可以将第一磁场实现为动态磁场,例如交变电磁场。交变电磁场和动态电流相作用,也可以产生洛伦兹力以驱动组织运动,因此其也属于本发明的保护范围。静磁场一般产生0.5-0.6T的磁场,交变电磁场可以产生更大的磁场,更大的洛伦兹力,同样条件下可以产生更强的组织振动。

[0106] 示例性地,可以用两个线圈替换两个永磁体,用电源为两个线圈供电,来生成第一磁场。

[0107] 示例性地,超声检测装置130具体可以用于沿固定方向向目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号。

[0108] 现有的磁声成像方法采用被动式超声接收方式,其需要采集从声源发出的沿多个方向传播的超声信号,才能重建声源分布,并且在重建声源分布的过程中假设各声传播路径中的组织是声特性均匀的。这个假设对浅层的乳腺组织是近似满足的,但对深层的组织很难满足。对于不同声特性的组织,尤其是声特性差异较大的组织(如骨头、肿瘤等)来说,声特性的变化会给声源重建带来难以预估的误差,进而影响电导率重建结果的准确性。

[0109] 本发明提供的电导率成像系统采用主动发射超声波的方式主动检测组织内部的振动,由于具有超声检测信号和对应的回波信号,使得组织内部质点振动的速度有可能计算出来而无需再通过假设获得。由于质点振速是实际的而非假设的,因此通过该质点振速可以进一步计算获得组织振动的位移(即位移分布数据),进而可以重建声源分布。这样,只需沿单一的、固定的方向发射和采集超声波就可以实现电导率重建,而无需如现有技术那

样依次沿着多个方向进行圆周扫描,因此,本发明提供的电导率成像系统可以避免如现有技术那样受到声特性变化的影响。

[0110] 根据本发明另一方面,提供一种电导率成像方法。该电导率成像方法包括:对待测物体施加激励信号,以在待测物体的目标部位中形成动态电流;生成第一磁场,所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力;向所述目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号,基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得所述目标部位的电导率分布图像,其中,所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。

[0111] 示例性地,所述电导率成像方法还包括:基于所述回波信号中的第二回波信号段进行超声图像重建,以获得所述目标部位的超声图像,并将所述超声图像和所述电导率分布图像进行融合,以获得融合图像,其中,所述第二回波信号段是在所述激励信号和/或所述第一磁场不存在的时段内获得的信号段。

[0112] 示例性地,所述超声图像和所述电导率分布图像的大小一致,所述将所述超声图像和所述电导率分布图像进行融合包括:将所述超声图像和所述电导率分布图像在同一位置处的像素进行像素值叠加,以获得所述融合图像。

[0113] 示例性地,所述激励信号的变化频率大于或等于10赫兹并且小于或等于1000赫兹。

[0114] 示例性地,所述激励信号具有一个或多个重复周期,所述第一回波信号段包括与所述一个或多个重复周期一一对应的一个或多个子回波信号段,所述基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建包括:基于所述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段重建电导率分布,以获得一个或多个电导率分布结果;基于所述一个或多个电导率分布结果生成所述电导率分布图像。

[0115] 示例性地,在所述激励信号具有所述多个重复周期的情况下,所述激励信号在所有重复周期内均按照相同的规律变化,所述基于所述多个电导率分布结果生成所述电导率分布图像包括:对所述多个电导率分布结果求平均,以获得平均电导率分布结果;基于所述平均电导率分布结果生成所述电导率分布图像。

[0116] 示例性地,所述基于所述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段重建电导率分布包括:对于所述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段,基于该子回波信号段估计位移分布数据;基于所述位移分布数据计算洛伦兹力散度;基于所述洛伦兹力散度以及洛伦兹力电导率重建算法重建电导率分布,以获得与该子回波信号段对应的电导率分布结果。

[0117] 示例性地,所述对待测物体施加激励信号包括:生成第二磁场,所述第二磁场是动态磁场,所述第二磁场用于作用在所述目标部位以在所述目标部位中形成感应涡流,其中,所述激励信号是所述动态磁场,所述动态电流是所述感应涡流。

[0118] 示例性地,所述向所述目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号包括:沿固定方向向所述目标部位发射所述超声检测信号并接收对应的所述回波信号。

[0119] 根据本发明另一方面,还提供一种存储介质,所述存储介质例如可以包括智能电话的存储卡、平板电脑的存储部件、个人计算机的硬盘、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、便携式紧致盘只读存储器(CD-ROM)、USB存储器、或者上述存储介质的任

意组合。

[0120] 根据本发明实施例,在所述存储介质上存储了程序指令,所述程序指令在运行时用于执行:获取在向待测物体的目标部位发射超声检测信号时从所述目标部位接收的回波信号,所述超声检测信号在以下情况下发射:对所述待测物体施加激励信号,以在所述目标部位中形成动态电流,并生成第一磁场,所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力;基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建,以获得所述目标部位的电导率分布图像,其中,所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。

[0121] 示例性地,所述程序指令在运行时还用于执行:基于所述回波信号中的第二回波信号段进行超声图像重建,以获得所述目标部位的超声图像,并将所述超声图像和所述电导率分布图像进行融合,以获得融合图像,其中,所述第二回波信号段是在所述激励信号和/或所述第一磁场不存在的时段内获得的信号段。

[0122] 示例性地,所述超声图像和所述电导率分布图像的大小一致,所述程序指令在运行时所用于执行的将所述超声图像和所述电导率分布图像进行融合的步骤包括:将所述超声图像和所述电导率分布图像在同一位置处的像素进行像素值叠加,以获得所述融合图像。

[0123] 示例性地,所述激励信号的变化频率大于或等于10赫兹并且小于或等于1000赫兹。

[0124] 示例性地,所述激励信号具有一个或多个重复周期,所述第一回波信号段包括与所述一个或多个重复周期一一对应的一个或多个子回波信号段,所述程序指令在运行时所用于执行的基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建的步骤包括:基于所述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段重建电导率分布,以获得一个或多个电导率分布结果;基于所述一个或多个电导率分布结果生成所述电导率分布图像。

[0125] 示例性地,在所述激励信号具有所述多个重复周期的情况下,所述激励信号在所有重复周期内均按照相同的规律变化,所述程序指令在运行时所用于执行的基于所述多个电导率分布结果生成所述电导率分布图像的步骤包括:对所述多个电导率分布结果求平均,以获得平均电导率分布结果;基于所述平均电导率分布结果生成所述电导率分布图像。

[0126] 示例性地,所述程序指令在运行时所用于执行的基于所述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段重建电导率分布的步骤包括:对于所述一个或多个子回波信号段中的每个子回波信号段,基于该子回波信号段估计位移分布数据;基于所述位移分布数据计算洛伦兹力散度;基于所述洛伦兹力散度以及洛伦兹力电导率重建算法重建电导率分布,以获得与该子回波信号段对应的电导率分布结果。

[0127] 示例性地,所述程序指令在运行时所用于执行的对待测物体施加激励信号的步骤包括:生成第二磁场,所述第二磁场是动态磁场,所述第二磁场用于作用在所述目标部位以在所述目标部位中形成感应涡流,其中,所述激励信号是所述动态磁场,所述动态电流是所述感应涡流。

[0128] 示例性地,所述程序指令在运行时所用于执行的获取在向待测物体的目标部位发射超声检测信号时从所述目标部位接收的回波信号的步骤包括:获取在沿固定方向向所述目标部位发射所述超声检测信号时从所述目标部位接收的所述回波信号。

[0129] 尽管这里已经参考附图描述了示例实施例,应理解上述示例实施例仅仅是示例性的,并且不意图将本发明的范围限制于此。本领域普通技术人员可以在其中进行各种改变和修改,而不偏离本发明的范围和精神。所有这些改变和修改意在包括在所附权利要求所要求的本发明的范围之内。

[0130] 在此处所提供的说明书中,说明了大量具体细节。然而,能够理解,本发明的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中,并未详细示出公知的方法、结构和技术,以便不模糊对本说明书的理解。

[0131] 类似地,应当理解,为了精简本发明并帮助理解各个发明方面中的一个或多个,在对本发明的示例性实施例的描述中,本发明的各个特征有时被一起分组到单个实施例、图、或者对其的描述中。然而,并不应将该本发明的方法解释成反映如下意图:即所要求保护的本发明要求比在每个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。更确切地说,如相应的权利要求书所反映的那样,其发明点在于可以用少于某个公开的单个实施例的所有特征的特征来解决相应的技术问题。因此,遵循具体实施方式的权利要求书由此明确地并入该具体实施方式,其中每个权利要求本身都作为本发明的单独实施例。

[0132] 本领域的技术人员可以理解,除了特征之间相互排斥之外,可以采用任何组合对本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的所有特征以及如此公开的任何方法或者设备的所有过程或单元进行组合。除非另外明确陈述,本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的每个特征可以由提供相同、等同或相似目的的替代特征来代替。

[0133] 此外,本领域的技术人员能够理解,尽管在此所述的一些实施例包括其它实施例中包括的某些特征而不是其它特征,但是不同实施例的特征的组合意味着处于本发明的范围之内并且形成不同的实施例。例如,在权利要求书中,所要求保护的实施例的任意之一都可以以任意的组合方式来使用。

[0134] 应该注意的是上述实施例对本发明进行说明而不是对本发明进行限制,并且本领域技术人员在不脱离所附权利要求的范围的情况下可设计出替换实施例。在权利要求中,不应将位于括号之间的任何参考符号构造成对权利要求的限制。单词“包含”不排除存在未列在权利要求中的元件或步骤。位于元件之前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本发明可以借助于包括有若干不同元件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干装置的单元权利要求中,这些装置中的若干个可以通过同一个硬件项来具体体现。单词第一、第二、以及第三等的使用不表示任何顺序。可将这些单词解释为名称。

[0135] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式或对具体实施方式的说明,本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。本发明的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

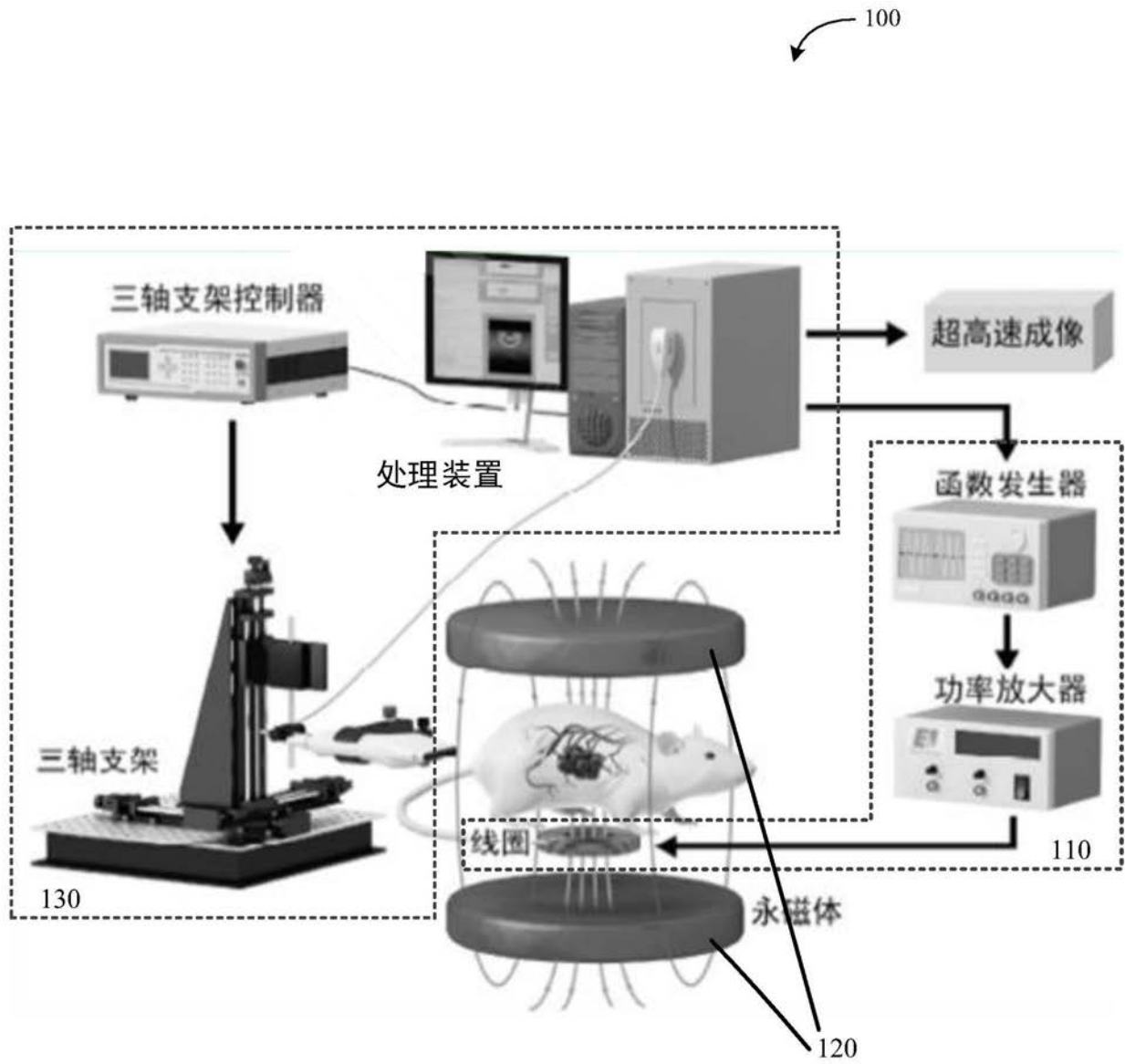


图1

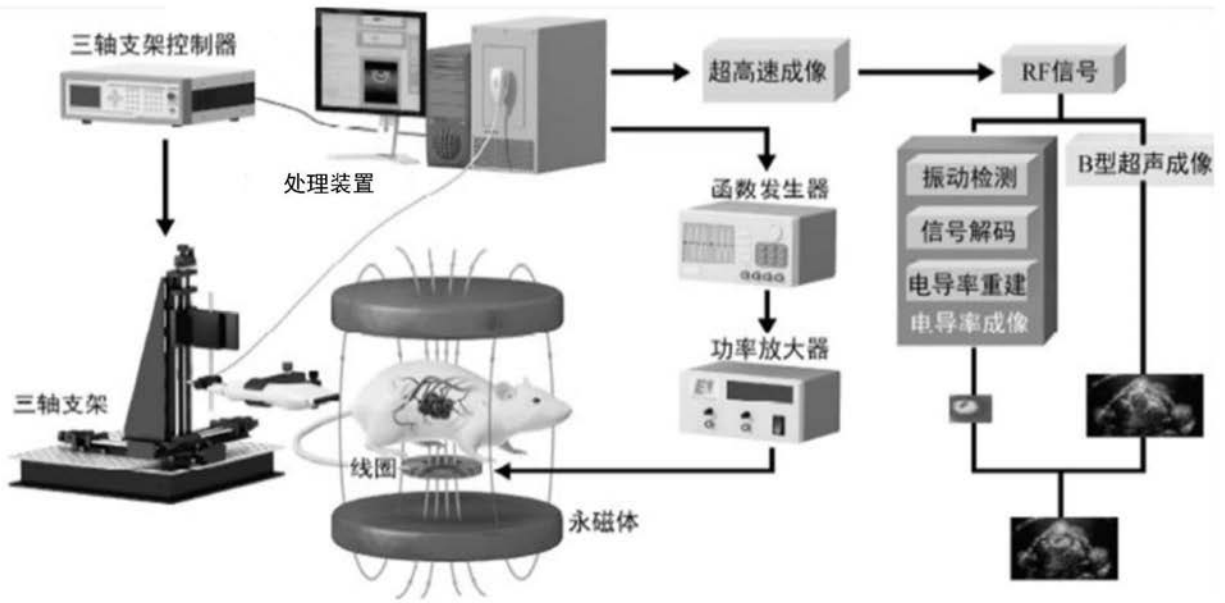


图2

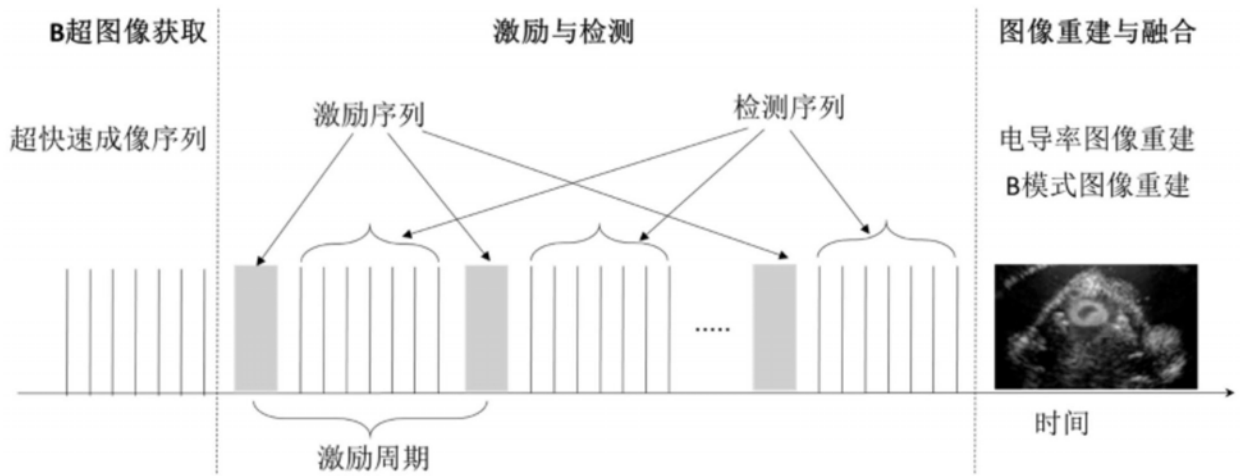


图3

专利名称(译)	电导率成像系统、电导率成像方法及存储介质		
公开(公告)号	CN110742609A	公开(公告)日	2020-02-04
申请号	CN201910937427.7	申请日	2019-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
申请(专利权)人(译)	深圳大学		
当前申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	林浩铭 陈昕 陈冕 胡雨阳 钱建庭 陈思平		
发明人	林浩铭 陈昕 陈冕 胡雨阳 钱建庭 陈思平		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/05 A61B5/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0093 A61B5/05 A61B5/053 A61B5/0536 A61B8/48		
代理人(译)	戴亚南		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供一种电导率成像系统和方法及存储介质。该系统包括：电流形成装置，用于对待测物体施加激励信号，以在待测物体的目标部位中形成动态电流；磁场生成装置，用于生成第一磁场，所述第一磁场用于与所述动态电流作用以在所述目标部位产生洛伦兹力；超声检测装置，用于向所述目标部位发射超声检测信号并接收对应的回波信号，基于所述回波信号中的第一回波信号段进行电导率图像重建，以获得所述目标部位的电导率分布图像，其中，所述第一回波信号段是在所述激励信号和所述第一磁场存在的时段内获得的信号段。该系统通过主动发射超声波的方式来主动检测组织内部的振动，有助于提高检测精度并可以获得更深的检测深度。

