



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108652672 A
(43)申请公布日 2018.10.16

(21)申请号 201810281127.3

(22)申请日 2018.04.02

(71)申请人 中国科学院深圳先进技术研究院
地址 518000 广东省深圳市南山区深圳大
学城学苑大道1068号
申请人 中国科学院大学

(72)发明人 邱维宝 胡陈文宝 张志强 苏敏
刘荣 郑海荣

(74)专利代理机构 深圳青年人专利商标代理有
限公司 44350
代理人 傅俏梅

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

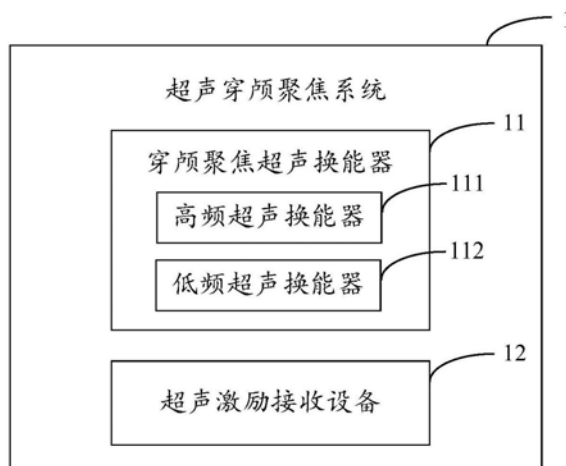
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种超声成像系统、方法及装置

(57)摘要

本发明适用超声医疗技术领域,提供了一种超声成像系统、方法及装置,该系统包括:由高频超声换能器和低频超声换能器组成的穿颅聚焦超声换能器和与穿颅聚焦超声换能器连接的超声激励接收设备,本发明当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗的请求时,首先控制高频超声换能器测量患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速,然后将测量得到的颅骨厚度和声速反馈给低频超声换能器,对低频超声换能器的超声发射信号和超声接收信号进行聚焦参数补偿,最后低频超声换能器根据补偿的超声发射信号序列对颅内待治疗组织进行聚焦,并根据补偿的超声接收信号序列对颅内成像进行声场补偿,从而提高了超声穿颅聚焦的精确度和超声成像的清晰度。



1. 一种超声成像系统,其特征在于,所述系统包括:

穿颅聚焦超声换能器,所述穿颅聚焦超声换能器由高频超声换能器和低频超声换能器组成,其中,所述高频超声换能器用于对患者的颅骨厚度和超声波在所述患者颅骨中传播的声速进行测量,所述低频超声换能器用于对所述患者的颅内待治疗组织进行超声成像或治疗;以及

与所述穿颅聚焦超声换能器连接的超声激励接收设备,用于显示输出所述穿颅聚焦超声换能器对所述颅内待治疗组织形成的超声成像。

2. 如权利要求1所述超声成像系统,其特征在于,所述高频超声换能器为一维阵列超声换能器或二维面阵超声换能器,所述低频超声换能器为一维阵列超声换能器或二维面阵超声换能器。

3. 如权利要求1所述超声成像系统,其特征在于,所述高频超声换能器的频率范围为5-40MHz,所述低频超声换能器的频率范围为0.5-5MHz。

4. 如权利要求1所述超声成像系统,其特征在于,所述高频超声换能器和所述低频超声换能器成上下排列设置,或者所述高频超声换能器设置在所述低频超声换能器四周。

5. 一种基于权利要求1-4任一所述超声成像系统的超声成像方法,其特征在于,所述方法包括下述步骤:

当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗请求时,控制所述高频超声换能器测量所述患者的颅骨厚度和超声波在所述患者颅骨中传播的声速;

根据所述测量得到的颅骨厚度和所述声速计算所述低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列;

根据所述得到的超声发射信号序列,控制所述低频超声换能器进行聚焦,以产生对所述颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波;

根据所述得到的超声接收信号补偿序列对所述超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以通过超声激励接收设备显示输出所述颅内待治疗组织的超声成像。

6. 如权利要求5所述的方法,其特征在于,控制所述高频超声换能器测量所述患者的颅骨厚度和超声波在所述患者颅骨中传播的声速的步骤,包括:

根据所述高频超声换能器各个阵元预先设置的超声信号发射延迟时间,将所述高频超声换能器的聚焦点移动到所述患者颅骨的上下表面之间;

调整所述高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间,以将所述聚焦点根据预设的步长向所述患者颅骨的下表面移动;

当所述患者颅骨下表面反射波达到最大时,获取所述高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值,并获取所述高频超声换能器接收所述患者颅骨下表面反射波所需要的传播时间;

根据所述延迟时间差值、所述传播时间以及预先设置的公式计算所述颅骨厚度和超声波在所述患者颅骨中传播的声速。

7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,当所述患者颅骨下表面反射波达到最大时,获取所述高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值的步骤之前,包括:

根据所述聚焦点的回波幅度判断所述患者颅骨下表面反射波是否达到最大;

是则,跳转到获取所述高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值的步骤;

否则,跳转到调整所述高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间的步骤。

8. 一种基于权利要求1-4任一所述超声成像系统的超声成像装置,其特征在于,所述装置包括:

参数测量单元,用于当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗请求时,控制所述高频超声换能器测量所述患者的颅骨厚度和超声波在所述患者颅骨中传播的声速;

信号序列获取单元,用于根据所述测量得到的颅骨厚度和所述声速计算所述低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列;

超声聚焦单元,用于根据所述得到的超声发射信号序列,控制所述低频超声换能器进行聚焦,以产生对所述颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波;以及

回波信号补偿单元,用于根据所述得到的超声接收信号补偿序列对所述超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以通过超声激励接收设备显示输出所述颅内待治疗组织的超声成像。

9. 如权利要求8所述的装置,其特征在于,所述参数测量单元包括:

聚焦点移动单元,用于根据所述高频超声换能器各个阵元预先设置的超声信号发射延迟时间,将所述高频超声换能器的聚焦点移动到所述患者颅骨的上下表面之间;

延迟时间调整单元,用于调整所述高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间,以将所述聚焦点根据预设的步长向所述患者颅骨的下表面移动;

时间获取单元,用于当所述患者颅骨下表面反射波达到最大时,获取所述高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值,并获取所述高频超声换能器接收所述患者颅骨下表面反射波所需要的传播时间;以及

厚度声速计算单元,用于根据所述延迟时间差值、所述传播时间以及预先设置的公式计算所述颅骨厚度和超声波在所述患者颅骨中传播的声速。

10. 如权利要求9所述的装置,其特征在于,所述参数测量单元还包括:

回波幅度判断单元,用于根据所述聚焦点的回波幅度判断所述患者颅骨下表面反射波是否达到最大,是则触发所述时间获取单元执行获取所述高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值,否则触发所述延迟时间调整单元执行调整所述高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间。

一种超声成像系统、方法及装置

技术领域

[0001] 本发明属于超声医疗技术领域,尤其涉及一种超声成像系统、方法及装置。

背景技术

[0002] 随着社会人口老龄化和人们不规律的作息生活,造成脑部疾病(例如,阿尔茨海默病和帕金森病等)发病率越来越高,且发病不易被诊断发现,传统检测脑内疾病的手段主要是磁共振成像与CT成像,然而,磁共振成像技术图片分辨率较低,很多病变组织检测不出来,而CT成像中的放射线对人体本身有一定影响,增强CT扫描时患者对造影剂还可能过敏,因此,检测和表征颅内疾病成为生物医学成像研究中最活跃的领域之一。

[0003] 相比于磁共振成像与CT成像,医学超声成像技术以其无创、无辐射、实时性好、对软组织鉴别力较高、仪器使用方便、价格低廉等特点,成为现代医学成像中不可替代的诊断技术,目前已成为临床多种疾病诊断的首选方法。超声穿颅成像不仅可以对颅内组织进行实时成像,而且还可以通过颅内血管分析和三维重建对病变大小进行测量。除了超声成像,利用超声聚焦具有良好的组织穿透性、定位性和能量存积性,将超声波作用于组织内,利用其热效应、机械效应、空化效应等生物学效应,可以使病变组织吸收能量而快速升温,并产生生化反应,最终使病变组织变性、促进组织重建和微循环改善从而达到治疗目的。此外,穿颅聚焦超声还能无创伤、高空间精度地有效刺激皮层下较深部位脑区,实现非侵入式的深脑神经刺激,通过聚焦超声波进行神经网络调控有助于开发出对中枢神经疾病的潜在疗法。

[0004] 超声波能量可用于改变大脑活动和治疗疾病,但传统穿颅聚焦方法多采用单一低频一维相控阵探头穿透颅骨来进行成像、治疗以及刺激,而由于人类颅骨厚度在2毫米到8毫米之间,密度较高,超声波在经过颅骨不同位置时会有不同程度的能量衰减和声场畸变,超声焦域也会出现形状扭曲和位置偏移的现象,以至无法获取信噪比高的超声图像来对病灶进行精确有效的治疗和刺激。

[0005] 在专利申请号为201410855314.X的发明专利申请文件中,公开了一种超声穿颅聚焦的方法,该方法包含:对患者进行头部三维磁共振成像,根据获得的数据重建出其颅骨的三维数字模型,将该颅骨三维数字模型导入3D打印机,获得对应的颅骨实体模型,对该颅骨实体模型进行时间反演,获得的超声穿颅聚焦发射序列。该方法在获得颅骨实体模型时需要用磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging,简称MRI)进行三维重建,而MRI操作复杂,使用成本高,所以该方法存在较大的局限性。

[0006] 在专利申请号为201510659855.X的发明专利申请文件中,公开了一种相控阵头颅颞骨成像仪,该成像仪包括显示器主体、主输入设备、超声探头、辅助输入设备、外壳、超声主机、机体、电源、PC主机、光驱、显示器导向柱、显示器底盖、显示器臂、显示器支架,实际使用时,此发明采用2MHz的低频一维相控阵探头,穿过颅脑颞骨来观察脑组织结构、颅内血管以及脑干部的血管情况,通过脑实质和脑血管以及它们的多谱勒频谱波型来进行颅内病变的诊断,而此发明中的低频相控阵探头没有考虑颅骨厚度对超声信号的影响,因此无法获

取信噪比高的超声图像来对病灶进行精确有效的治疗和刺激。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种超声成像系统、方法及装置,旨在解决由于现有技术无法提供一种有效的超声成像方法,导致超声穿颅聚焦不精确、超声成像不清晰的问题。

[0008] 一方面,本发明提供了一种超声成像系统,所述系统包括:

[0009] 穿颅聚焦超声换能器,所述穿颅聚焦超声换能器由高频超声换能器和低频超声换能器组成,其中,所述高频超声换能器用于对患者的颅骨厚度和超声波在所述患者颅骨中传播的声速进行测量,所述低频超声换能器用于对所述患者的颅内待治疗组织进行超声成像或治疗;以及

[0010] 与所述穿颅聚焦超声换能器连接的超声激励接收设备,用于显示输出所述穿颅聚焦超声换能器对所述颅内待治疗组织形成的超声成像。

[0011] 另一方面,本发明提供了一种上述超声成像系统的超声成像方法,所述方法包括下述步骤:

[0012] 当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗的请求时,控制所述高频超声换能器测量所述患者的颅骨厚度和超声波在所述患者颅骨中传播的声速;

[0013] 根据所述测量得到的颅骨厚度和所述声速计算所述低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列;

[0014] 根据所述得到的超声发射信号序列,控制所述低频超声换能器进行聚焦,以产生对所述颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波;

[0015] 根据所述得到的超声接收信号补偿序列对所述超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以通过超声激励接收设备显示输出所述颅内待治疗组织的超声成像。

[0016] 另一方面,本发明提供了一种上述超声成像系统的超声成像装置,所述装置包括:

[0017] 参数测量单元,用于当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗的请求时,控制所述高频超声换能器测量所述患者的颅骨厚度和超声波在所述患者颅骨中传播的声速;

[0018] 信号序列获取单元,用于根据所述测量得到的颅骨厚度和所述声速计算所述低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列;

[0019] 超声聚焦单元,用于根据所述得到的超声发射信号序列,控制所述低频超声换能器进行聚焦,以产生对所述颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波;以及

[0020] 回波信号补偿单元,用于根据所述得到的超声接收信号补偿序列对所述超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以通过超声激励接收设备显示输出所述颅内待治疗组织的超声成像。

[0021] 本发明当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗的请求时,控制高频超声换能器测量患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速,根据测量得到的颅骨厚度和声速计算低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列,根据得到的

超声发射信号序列,控制低频超声换能器产生对颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波,并根据得到的超声接收信号补偿序列对超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以通过超声激励接收设备显示输出颅内待治疗组织的超声成像,从而提高了超声穿颅聚焦的精确度和超声成像的清晰度。

附图说明

[0022] 图1是本发明实施例一提供的超声成像系统的结构示意图;

[0023] 图2是本发明实施例一提供的超声成像系统中高频超声换能器和低频超声换能器排列的结构示意图;

[0024] 图3是本发明实施例一提供的超声成像系统中高频超声换能器和低频超声换能器排列的结构示意图;

[0025] 图4是本发明实施例二提供的超声成像方法的实现流程图;

[0026] 图5是本发明实施例三提供的超声成像装置的结构示意图;以及

[0027] 图6是本发明实施例三提供的超声成像装置的优选结构示意图。

具体实施方式

[0028] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0029] 以下结合具体实施例对本发明的具体实现进行详细描述:

[0030] 实施例一:

[0031] 图1示出了本发明实施例一提供的超声成像系统的结构,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分。

[0032] 本发明实施例提供了一种超声成像系统1,该超声成像系统1包括穿颅聚焦超声换能器11和超声激励接收设备12,其中:

[0033] 穿颅聚焦超声换能器11由高频超声换能器111和低频超声换能器112组成,其中,高频超声换能器111用于对患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速进行测量,低频超声换能器112用于对患者的颅内待治疗组织进行超声成像或治疗。超声激励接收设备12可通过连接线与穿颅聚焦超声换能器11相连接,用于显示输出穿颅聚焦超声换能器11对颅内待治疗组织形成的超声成像。

[0034] 优选地,高频超声换能器111的频率范围为5-40MHz,低频超声换能器112的频率范围为0.5-5MHz,从而实现了颅骨测厚和颅内聚焦的一体化。

[0035] 在本发明实施例中,根据颅骨厚度,用户可通过包括用户操作控制台的超声激励接收设备对高频超声换能器111和低频超声换能器112的频率范围进行调整,从而提高穿颅聚焦超声换能器11的适用范围。

[0036] 优选地,高频超声换能器111为一维线阵超声换能器或二维面阵超声换能器,低频超声换能器112为一维阵列超声换能器或二维面阵超声换能器,从而提高了高频测厚的准确度以及低频聚焦的精确度。

[0037] 优选地,将高频超声换能器111设置在低频超声换能器112四周,作为示例地,如图

2所示,穿颅聚焦超声换能器11包括高频超声换能器1和低频超声换能器2,高频超声换能器1紧贴低频超声换能器2的四周安装,从而降低了穿颅聚焦超声换能器11的尺寸。

[0038] 又一优选地,高频超声换能器111和低频超声换能器112成上下排列设置,作为示例地,如图3所示,穿颅聚焦超声换能器11包括高频超声换能器1和低频超声换能器2,高频超声换能器1和低频超声换能器2成上下排列设置,从而降低了穿颅聚焦超声换能器11的成本。

[0039] 又一优选地,高频超声换能器111和低频超声换能器112成环形排列设置或者其它样式排列设置,从而提高了穿颅聚焦超声换能器11的适用范围。

[0040] 在本发明实施例中,可根据高频超声换能器111和低频超声换能器112的排列结构,确定穿颅聚焦超声换能器中高频超声换能器111和低频超声换能器112的类型,从而进一步提高高频测厚的准确度以及低频聚焦的精确度。例如,当高频超声换能器111设置在低频超声换能器112四周时,高频超声换能器111采用一维线阵超声换能器,低频超声换能器112采用二维面阵超声换能器,而当高频超声换能器111和低频超声换能器112成上下排列设置时,高频超声换能器111和低频超声换能器112都采用一维线阵超声换能器。

[0041] 在本发明实施例中,根据颅骨厚度,用户可通过包括用户操作控制台的超声激励接收设备对高频超声换能器111和低频超声换能器112的相控阵阵列数量进行调整,从而进一步提高穿颅聚焦超声换能器11的适用范围。

[0042] 本发明实施例提供了一种超声成像系统,该系统包括由高频超声换能器和低频超声换能器组成的穿颅聚焦超声换能器和与穿颅聚焦超声换能器连接的超声激励接收设备,当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗请求时,首先通过高频超声换能器测量患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速,然后将测量得到的颅骨厚度和声速反馈给低频超声换能器,对低频超声换能器的超声发射信号和超声接收信号进行聚焦参数补偿,最后低频超声换能器根据补偿的超声发射信号序列对颅内待治疗组织进行聚焦,并根据补偿的超声接收信号序列对颅内成像进行声场补偿,从而提高了超声穿颅聚焦的精确度和超声成像的清晰度。

[0043] 实施例二:

[0044] 图4示出了本发明实施例二提供的超声成像方法的实现流程,该超声成像装置适用于实施例一中的超声成像系统,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,详述如下:

[0045] 在步骤S401中,当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗请求时,控制高频超声换能器测量患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速。

[0046] 本发明实施例适用于实施例一中的超声成像系统,以对患者的颅内待治疗组织进行超声聚焦和颅内成像,该系统包括穿颅聚焦超声换能器和与穿颅聚焦超声换能器连接的超声激励接收设备,穿颅聚焦超声换能器由高频超声换能器和低频超声换能器组成,其中,高频超声换能器用于对患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速进行测量,低频超声换能器用于对患者的颅内待治疗组织进行超声成像或治疗,超声激励接收设备用于显示输出穿颅聚焦超声换能器对颅内待治疗组织形成的超声成像。

[0047] 在本发明实施例中,在控制高频超声换能器测量患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速时,优选地,根据高频超声换能器各个阵元预先设置的超声信号发射延

迟时间,将高频超声换能器的聚焦点移动到患者颅骨的上下表面之间,调整高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间,以将聚焦点根据预设的步长向患者颅骨的下表面移动,当患者颅骨下表面反射波达到最大时,获取高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值,并获取高频超声换能器接收患者颅骨下表面反射波所需要的传播时间,根据延迟时间差值、传播时间以及预先设置的公式计算颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速,从而为后续对低频超声换能器的超声信号提供聚焦参数补偿。

[0048] 进一步优选地,当患者颅骨下表面反射波达到最大时,获取高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值之前,根据聚焦点的回波幅度判断患者颅骨下表面反射波是否达到最大,是则才执行获取高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值的步骤,以获取高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值,否则跳转到调整高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间的步骤,以调整高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间,直至患者颅骨下表面反射波达到最大,从而提高获取的高频超声换能器中间阵元与末端阵元延迟时间差值的准确性。

[0049] 进一步优选地,通过公式 $d = \frac{a}{\sqrt{\xi(2+\xi)}}$, $c = \frac{2d}{\Delta T}$ 计算颅骨厚度和超声波在患者

颅骨中传播的声速,其中, $\xi = 2 \frac{\Delta t_1}{\Delta T}$, d 为颅骨厚度, c 为声速, a 为聚焦点与高频换能器最边缘阵元的水平距离, ΔT 为当聚焦点在颅骨下表面时获取颅骨下表面反射波所需要的传播时间, Δt_1 为颅骨下表面反射波最大时,中间阵元与末端阵元之间的延迟时间差值,从而提高了对颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速的计算准确度。

[0050] 在步骤S402中,根据测量得到的颅骨厚度和声速计算低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列。

[0051] 在本发明实施例中,为了避免颅骨对超声信号造成衰减和畸变,因此,将测量得到的颅骨厚度和声速反馈给低频超声换能器,根据该颅骨厚度和声速计算低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列。

[0052] 在步骤S403中,根据得到的超声发射信号序列,控制低频超声换能器进行聚焦,以产生对颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波。

[0053] 在本发明实施例中,低频超声换能器根据得到的超声发射信号序列进行波束合成并聚集,以产生对颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波。

[0054] 在步骤S404中,根据得到的超声接收信号补偿序列对超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以通过超声激励接收设备显示输出颅内待治疗组织的超声成像。

[0055] 在本发明实施例中,超声波反射的回波信号承载了颅内待治疗组织的信息,由于颅骨的厚度会对超声信号造成衰减和畸变,因此根据得到的超声接收信号补偿序列对超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以获得信噪比较高的颅内图像,并将该颅内图像在超声激励接收设备显示输出。

[0056] 在本发明实施例中,当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗请求时,控制高频超声换能器测量患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速,根据测量得

到的颅骨厚度和声速计算低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列,根据得到的超声发射信号序列,控制低频超声换能器产生对颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波,并根据得到的超声接收信号补偿序列对超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以通过超声激励接收设备显示输出颅内待治疗组织的超声成像,从而提高了超声穿颅聚焦的精确度和超声成像的清晰度。

[0057] 实施例三:

[0058] 图5示出了本发明实施例三提供的超声成像装置的结构,该超声成像装置适用于实施例一中的超声成像系统,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,其中包括:

[0059] 参数测量单元51,用于当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗的请求时,控制高频超声换能器测量患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速。

[0060] 本发明实施例适用于实施例一中的超声成像系统,以对患者的颅内待治疗组织进行超声聚焦和颅内成像,该系统包括穿颅聚焦超声换能器和与穿颅聚焦超声换能器连接的超声激励接收设备,穿颅聚焦超声换能器由高频超声换能器和低频超声换能器组成,其中,高频超声换能器用于对患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速进行测量,低频超声换能器用于对患者的颅内待治疗组织进行超声成像或治疗,超声激励接收设备用于显示输出穿颅聚焦超声换能器对颅内待治疗组织形成的超声成像。

[0061] 在本发明实施例中,在控制高频超声换能器测量患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速时,优选地,根据高频超声换能器各个阵元预先设置的超声信号发射延迟时间,将高频超声换能器的聚焦点移动到患者颅骨的上下表面之间,调整高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间,以将聚焦点根据预设的步长向患者颅骨的下表面移动,当患者颅骨下表面反射波达到最大时,获取高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值,并获取高频超声换能器接收患者颅骨下表面反射波所需要的传播时间,根据延迟时间差值、传播时间以及预先设置的公式计算颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速,从而为后续对低频超声换能器的超声信号提供聚焦参数补偿。

[0062] 进一步优选地,通过公式 $d = \frac{a}{\sqrt{\xi(2+\xi)}}$, $c = \frac{2d}{\Delta T}$ 计算颅骨厚度和超声波在患者

颅骨中传播的声速,其中, $\xi = 2 \frac{\Delta t_1}{\Delta T}$, d 为颅骨厚度, c 为声速, a 为聚焦点与高频换能器最边缘阵元的水平距离, ΔT 为当聚焦点在颅骨下表面时获取颅骨下表面反射波所需要的传播时间, Δt_1 为当聚焦点在颅骨下表面反射波最大时,中间阵元与末端阵元之间的延迟时间差值,从而提高了对颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速的计算准确度。

[0063] 信号序列获取单元52,用于根据测量得到的颅骨厚度和声速计算低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列。

[0064] 在本发明实施例中,为了避免颅骨对超声信号造成衰减和畸变,因此,将测量得到的颅骨厚度和声速反馈给低频超声换能器,根据该颅骨厚度和声速计算低频超声换能器各个阵元超声发射信号的相位和强度补偿值、以及超声接收信号的相位和强度补偿值,以得

到超声发射信号序列和超声接收信号补偿序列。

[0065] 超声聚焦单元53,用于根据得到的超声发射信号序列,控制低频超声换能器进行聚焦,以产生对颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波。

[0066] 在本发明实施例中,低频超声换能器根据得到的超声发射信号序列进行波束合成并聚集,以产生对颅内待治疗组织进行超声治疗的超声波。

[0067] 回波信号补偿单元54,用于根据得到的超声接收信号补偿序列对超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以通过超声激励接收设备显示输出颅内待治疗组织的超声成像。

[0068] 在本发明实施例中,超声波反射的回波信号承载了颅内待治疗组织的信息,由于颅骨的厚度会对超声信号造成衰减和畸变,因此根据得到的超声接收信号补偿序列对超声波反射的回波信号进行补偿聚焦,以获得信噪比较高的颅内图像,并将该颅内图像在超声激励接收设备显示输出。

[0069] 其中,如图6所示,优选地,参数测量单元51包括:

[0070] 聚焦点移动单元511,用于根据高频超声换能器各个阵元预先设置的超声信号发射延迟时间,将高频超声换能器的聚焦点移动到患者颅骨的上下表面之间;

[0071] 延迟时间调整单元512,用于调整高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间,以将聚焦点根据预设的步长向患者颅骨的下表面移动;

[0072] 时间获取单元513,用于当患者颅骨下表面反射波达到最大时,获取高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值,并获取高频超声换能器接收患者颅骨下表面反射波所需要的传播时间;以及

[0073] 厚度声速计算单元514,用于根据延迟时间差值、传播时间以及预先设置的公式计算颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速。

[0074] 进一步优选地,参数测量单元51还包括回波幅度判断单元,用于根据聚焦点的回波幅度判断患者颅骨下表面反射波是否达到最大,是则触发时间获取单元513执行获取高频超声换能器中间阵元与末端阵元的延迟时间差值,否则触发延迟时间调整单元512执行调整高频超声换能器中间阵元与末端阵元的超声信号发射延迟时间,直至患者颅骨下表面反射波达到最大,从而提高获取的高频超声换能器中间阵元与末端阵元延迟时间差值的准确性。

[0075] 在本发明实施例中,超声成像装置的各单元可由相应的硬件或软件单元实现,各单元可以为独立的软、硬件单元,也可以集成为一个软、硬件单元,在此不用以限制本发明。

[0076] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

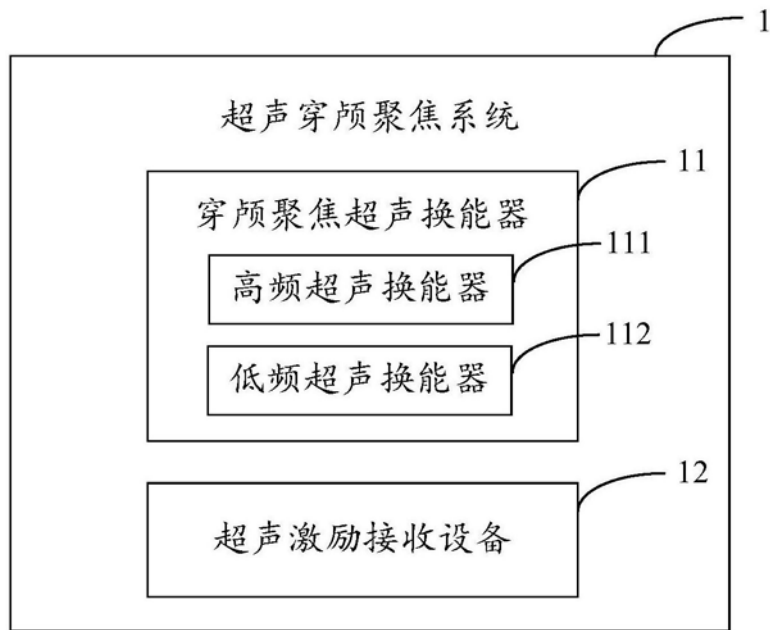


图1

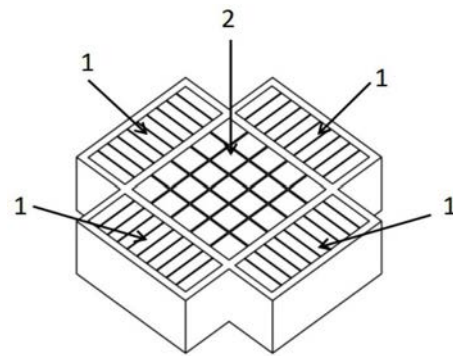


图2

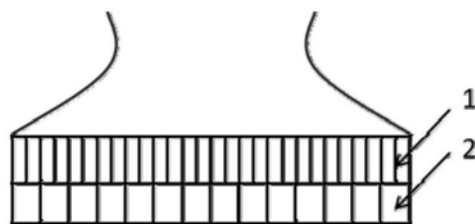


图3

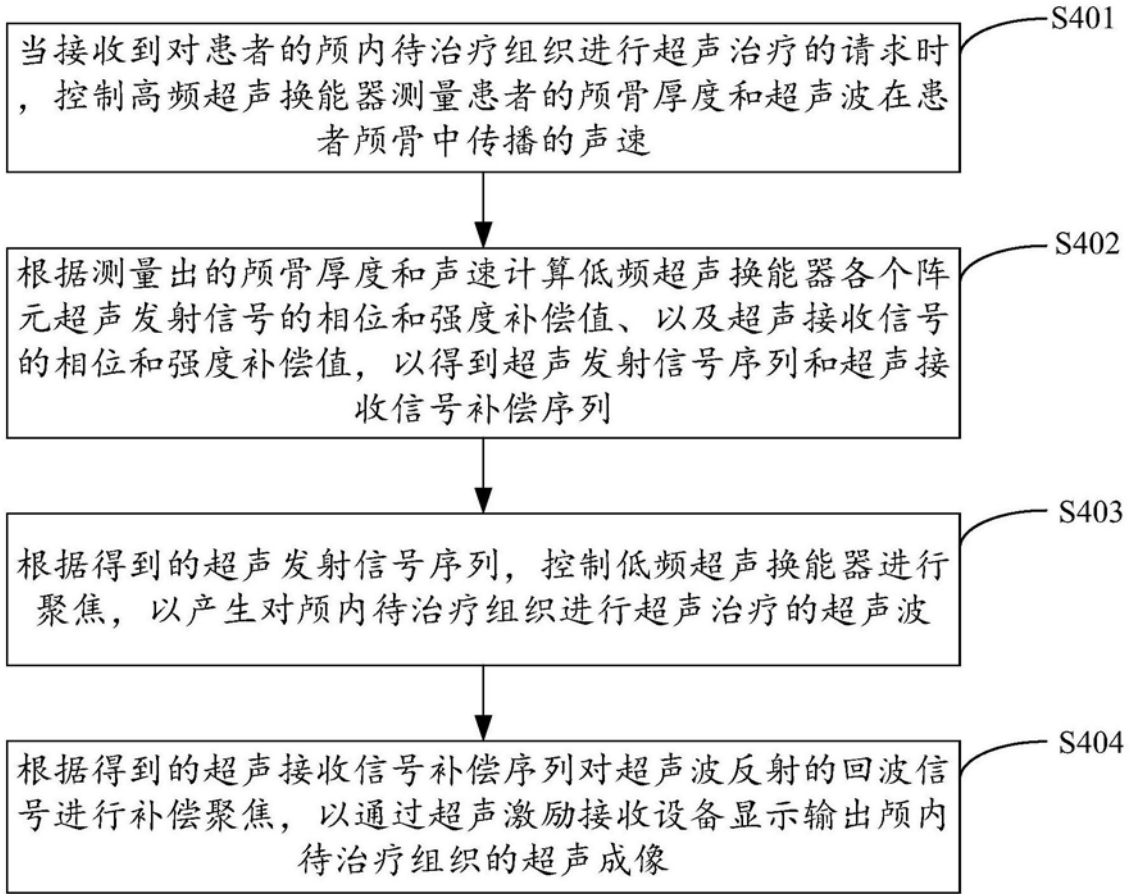


图4

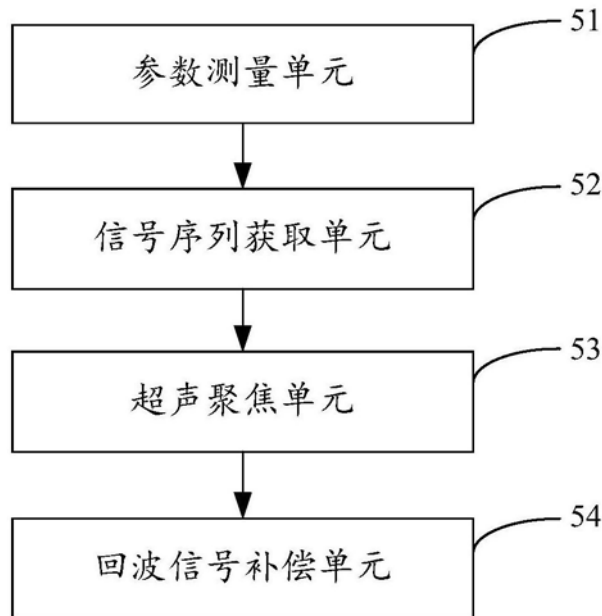


图5

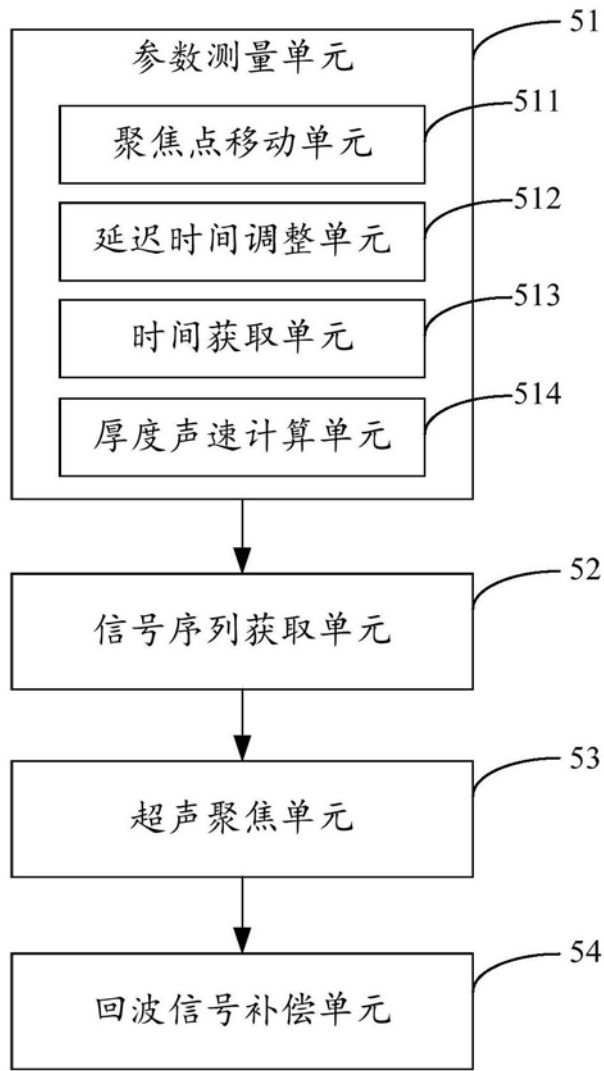


图6

专利名称(译)	一种超声成像系统、方法及装置		
公开(公告)号	CN108652672A	公开(公告)日	2018-10-16
申请号	CN201810281127.3	申请日	2018-04-02
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院 中国科学院大学		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院 中国科学院大学		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院 中国科学院大学		
[标]发明人	邱维宝 胡陈文宝 张志强 苏敏 刘荣 郑海荣		
发明人	邱维宝 胡陈文宝 张志强 苏敏 刘荣 郑海荣		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/4483		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明适用超声医疗技术领域，提供了一种超声成像系统、方法及装置，该系统包括：由高频超声换能器和低频超声换能器组成的穿颅聚焦超声换能器和与穿颅聚焦超声换能器连接的超声激励接收设备，本发明当接收到对患者的颅内待治疗组织进行超声治疗请求时，首先控制高频超声换能器测量患者的颅骨厚度和超声波在患者颅骨中传播的声速，然后将测量得到的颅骨厚度和声速反馈给低频超声换能器，对低频超声换能器的超声发射信号和超声接收信号进行聚焦参数补偿，最后低频超声换能器根据补偿的超声发射信号序列对颅内待治疗组织进行聚焦，并根据补偿的超声接收信号序列对颅内成像进行声场补偿，从而提高了超声穿颅聚焦的精确度和超声成像的清晰度。

