



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110897655 A

(43)申请公布日 2020.03.24

(21)申请号 201911257640.X

(22)申请日 2019.12.10

(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 陆敏华 杜斌 郑浩腾 毛睿

(74)专利代理机构 深圳市恒申知识产权事务所 (普通合伙) 44312

代理人 鲍竹

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

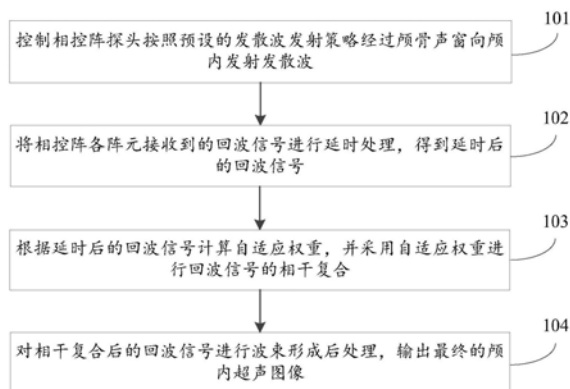
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

一种经颅超声成像方法、装置及计算机可读存储介质

(57)摘要

根据本发明实施例公开的一种经颅超声成像方法、装置及计算机可读存储介质,控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波;将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理,得到延时后的回波信号;根据延时后的回波信号计算自适应权重,并采用自适应权重进行回波信号的相干复合;对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理,输出最终的颅内超声图像。通过本发明的实施,采用发散波成像,充分保证了高成像帧率和大成像视野,并且采用自适应波束合成算法来进行自适应波束形成,有效提高了超声颅内成像的对比度和成像分辨率。



1. 一种经颅超声成像方法,其特征在于,包括:

控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波;

将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理,得到延时后的回波信号;

根据所述延时后的回波信号计算自适应权重,并采用所述自适应权重进行回波信号的相干复合;

对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理,输出最终的颅内超声图像。

2. 如权利要求1所述的经颅超声成像方法,其特征在于,所述发散波发射策略包括:所述发散波的虚拟焦点在所述探头后方呈圆弧状分布、所述虚拟焦点至所述探头中心的距离保持不变、所述发散波的最大偏转角度为 θ° 、所述发散波从 $-\theta^\circ$ 至 θ° 等间隔分布。

3. 如权利要求1所述的经颅超声成像方法,其特征在于,所述根据所述延时后的回波信号计算自适应权重包括:

结合所述延时后的回波信号以及预设的第一相干因子计算公式,计算得到第一相干因子,并将所述第一相干因子确定为自适应权重;所述第一相干因子计算公式表示为:

$$CF[n] = \frac{\left| \sum_{m=1}^M x_m^d[n] \right|^2}{M * \sum_{m=1}^M \left| x_m^d[n] \right|^2},$$

其中, $x_m^d[n]$ 为第 m 个阵元接收的经过延时后的回波信号, n 为像素点索引值, M 为阵元总数。

4. 如权利要求1所述的经颅超声成像方法,其特征在于,所述根据所述延时后的回波信号计算自适应权重包括:

结合所述延时后的回波信号以及预设的第二相干因子计算公式,计算得到第二相干因子,并将所述第二相干因子确定为自适应权重;所述第二相干因子计算公式表示为:

$$STSCF[n] = \frac{\sum_{k=-K}^K \left| \sum_{l=1}^{M-L} \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m^d[n+k] \right|^2}{(M-L+1) * \sum_{k=-K}^K \sum_{l=1}^{M-L} \left| \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m^d[n+k] \right|^2},$$

其中, $x_m^d[n+k]$ 为第 m 个阵元接收的经过延时后的回波信号, n 以及 $n+k$ 均为像素点索引值, M 为阵元总数, L 为子孔径长度, K 为时间索引值, k 的取值区间为 $[-K, K]$, 共计 $2K+1$ 个时间索引值。

5. 如权利要求4所述的经颅超声成像方法,其特征在于,所述采用所述自适应权重进行回波信号的相干复合包括:

结合所述第二相干因子以及预设的第一相干复合计算公式进行回波信号的相干复合;所述第一相干复合计算公式表示为:

$$Y_{STSCF}[n] = STSCF[n] Y_{DAS}[n],$$

其中, $Y_{DAS}[n]$ 为经过延时叠加波束形成后输出的回波信号。

6. 如权利要求4所述的经颅超声成像方法,其特征在于,所述采用所述自适应权重进行回波信号的相干复合包括:

结合所述第二相干因子以及预设的第二相干复合计算公式进行回波信号的相干复合;

所述第二相干复合计算公式表示为：

$$Y[n] = \text{STSCF}[n] Y_{MV}[n],$$

其中, $Y_{MV}[n]$ 为经过最小方差波束形成后输出的回波信号。

7. 如权利要求6所述的经颅超声成像方法, 其特征在于, 所述最小方差波束形成计算公式表示为:

$$Y_{MV}[n] = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=1}^{M-L+1} W^H[n] X_l^L[n],$$

其中, $X_l^L[n]$ 为第 l 个阵元接收的经过延时后的回波信号的信号输入矢量, W 为权重向量, H 为共轭转置。

8. 一种经颅超声成像装置, 其特征在于, 包括:

控制模块, 用于控制相控阵探头按照预设的波束形成策略经过颅骨声窗向颅内发射波束;

延时模块, 用于将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理, 得到延时后的回波信号;

复合模块, 用于根据所述延时后的回波信号计算自适应权重, 并采用所述自适应权重进行回波信号的相干复合;

输出模块, 用于对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理, 输出最终的颅内超声图像。

9. 一种电子装置, 其特征在于, 包括: 处理器、存储器和通信总线;

所述通信总线用于实现所述处理器和存储器之间的连接通信;

所述处理器用于执行所述存储器中存储的一个或者多个程序, 以实现如权利要求1至7中任意一项所述的经颅超声成像方法的步骤。

10. 一种计算机可读存储介质, 其特征在于, 所述计算机可读存储介质存储有一个或者多个程序, 所述一个或者多个程序可被一个或者多个处理器执行, 以实现如权利要求1至7中任意一项所述的经颅超声成像方法的步骤。

一种经颅超声成像方法、装置及计算机可读存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,尤其涉及一种经颅超声成像方法、装置及计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 超声成像技术因其具备实时、无创、价格低廉等优点而被广泛的应用于临床疾病的检测中。虽然超声可以对人体诸多组织和器官进行成像,以供医生诊断疾病,但是对于颅内组织和颅内血管的超声成像技术还处于起步阶段。

[0003] 由于颅骨对超声而言属于强反射面并且对声能量的衰减系数极大,使得声束难以有效穿过颅骨,而颞骨是颅骨里面最薄,且曲率最小的部分,所以临床上通常选择颞骨作为“声窗”来进行经颅超声研究。但是,一方面,颞骨依然对声波有着很强的衰减作用,并且由于颅骨和软组织的声速的不匹配,导致波形的失真,经颅成像质量的下降;另一方面,颅骨声窗的大小较为有限,从而经过颅骨声窗进行颅内成像的成像视野也较为有限。此外,目前临床所用经颅成像都是采用聚焦线扫的方式进行成像,由于聚焦线扫的方式帧率低(每秒几十帧),无法检测到高速的运动信息,尽管有学者提出了用平面波的方式对小鼠脑部成像可以得到较高的成像帧率,但由于平面波成像视野会受到颅骨声窗和探头的大小限制,并不适用于人脑成像。由此可见,目前的经颅成像方案还亟需进一步改进,以更好的满足实际使用需求。

发明内容

[0004] 本发明实施例的主要目的在于提供一种经颅超声成像方法、装置及计算机可读存储介质,至少能够解决相关技术中经过颅骨声窗进行颅内成像时,成像帧率不高、成像视野也较为有限的问题。

[0005] 为实现上述目的,本发明实施例第一方面提供了一种经颅超声成像方法,该方法包括:

[0006] 控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波;

[0007] 将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理,得到延时后的回波信号;

[0008] 根据所述延时后的回波信号计算自适应权重,并采用所述自适应权重进行回波信号的相干复合;

[0009] 对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理,输出最终的颅内超声图像。

[0010] 为实现上述目的,本发明实施例第二方面提供了一种经颅超声成像装置,该装置包括:

[0011] 控制模块,用于控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波;

[0012] 延时模块,用于将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理,得到延时后的回波信号;

[0013] 复合模块,用于根据所述延时后的回波信号计算自适应权重,并采用所述自适应权重进行回波信号的相干复合;

[0014] 输出模块,用于对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理,输出最终的颅内超声图像。

[0015] 为实现上述目的,本发明实施例第三方面提供了一种电子装置,该电子装置包括:处理器、存储器和通信总线;

[0016] 所述通信总线用于实现所述处理器和存储器之间的连接通信;

[0017] 所述处理器用于执行所述存储器中存储的一个或者多个程序,以实现上述任意一种经颅超声成像方法的步骤。

[0018] 为实现上述目的,本发明实施例第四方面提供了一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质存储有一个或者多个程序,所述一个或者多个程序可被一个或者多个处理器执行,以实现上述任意一种经颅超声成像方法的步骤。

[0019] 根据本发明实施例提供的经颅超声成像方法、装置及计算机可读存储介质,控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波;将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理,得到延时后的回波信号;根据延时后的回波信号计算自适应权重,并采用自适应权重进行回波信号的相干复合;对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理,输出最终的颅内超声图像。通过本发明的实施,采用发散波成像,充分保证了成像帧率和成像视野,并且采用自适应波束合成算法来进行自适应波束形成,有效提高了超声颅内成像的对比度和成像分辨率。

[0020] 本发明其他特征和相应的效果在说明书的后面部分进行阐述说明,且应当理解,至少部分效果从本发明说明书中的记载变的显而易见。

附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0022] 图1为本发明第一实施例提供的经颅超声成像方法的基本流程示意图;

[0023] 图2为本发明第一实施例提供的发散波发射示意图;

[0024] 图3为本发明第二实施例提供的经颅超声成像装置的结构示意图;

[0025] 图4为本发明第三实施例提供的电子装置的结构示意图。

具体实施方式

[0026] 为使得本发明的发明目的、特征、优点能够更加的明显和易懂,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而非全部实施例。基于本发明中的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0027] 第一实施例:

[0028] 为了解决相关技术中经过颅骨声窗进行颅内成像时,成像帧率不高、成像视野也

较为有限的技术问题,本实施例提出了一种经颅超声成像方法,如图1所示为本实施例提供的经颅超声成像方法的基本流程示意图,本实施例提出的经颅超声成像方法具体包括以下步骤:

[0029] 步骤101、控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波。

[0030] 具体的,目前通常基于聚焦线扫的方式来进行经颅成像,成像帧率较为有限,而超快平面波成像方式会受到探头实际宽度和颅骨声窗(包括但不限于颞骨窗)大小的限制,经过颅骨声窗进行颅内成像的成像视野也较为有限。由此,出于发散波具备超快的成像帧率和发散的成像视野,为了保证高帧率和大视野在成像方面的兼容,本实施例提出发散波成像方式来进行经颅成像。并且,本实施例可以使用定制相控阵探头,使其探头大小能和颞骨声窗有着较好匹配,此外,发射策略包括但不限于选择合适虚拟焦点位置及个数,发散波的偏转角度和发散角度,使得更多的声能量能进入到颅内,提高成像的信噪比。

[0031] 应当说明的是,所谓的发散波就是在探头的后方有一个或多个虚拟的聚焦点,整个发射波形以这个虚拟焦点为圆心,通过发射延时,得到一个圆弧状的波前,随着深度的增加波形扩散开,以较小的孔径获得一个较大的视场。其虚拟焦点的分布和移动方式决定了不同的发散波成像策略,在一种实施方式中,可以是虚拟焦点在探头后方与探头平行分布,子孔径平滑的方式复合成像,在另一种实施方式中,可以是让虚拟焦点以探头中心为圆心,固定长度为半径呈圆弧状分布。

[0032] 在本实施例一种可选的实施方式中,超声探头为具有80个阵元的相控阵探头,阵元间距为2.54mm,其中心频率为2.8MHz,带宽为70%。为了更好的经颞骨成像,本实施例的探头的物理尺寸可以设置为36.9*26.8mm。

[0033] 此外,本实施例所采用的研究平台为开放式超声研究平台Verasonics 256系统,首先将完整的颅骨浸于装有去离子水的水槽中,将探头放于颞骨的一侧,然后用根据虚拟焦点的属性计算好的发射延时,激励出发散波。

[0034] 如图2所示为本实施例提供的一种发散波发射示意图,在本实施例一种优选的实施方式中,发散波发射策略为:发散波的虚拟焦点在探头后方呈圆弧状分布、虚拟焦点至探头中心的距离为二分之一孔径长度且保持不变、发散波的张角为90°、发散波的最大偏转角为 θ° 、发散波从 $-\theta^\circ$ 至 θ° 等间隔分布,优选的, θ 的取值可以为30。

[0035] 步骤102、将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理,得到延时后的回波信号。

[0036] 在本实施例一种可选的实施方式中,将相控阵采集到的回波信号以单个阵元为单位,计算每个成像区域像素点的延时,该延时由成像区域点与探头位置和虚拟焦点的位置共同决定。然后根据所得延时矩阵在采集到的通道信号上插值,这样就得到了整个成像区域的信号值。再把80个阵元通的值相加,得到一幅低质量的图像。上述执行过程所对应的算法称为延时叠加波束形成算法(delay and sum beamforming,DAS),算法表达式如下:

$$[0037] \quad I_j[n] = \sum_{i=1}^M w_i s_i^d[n] = W^H S,$$

[0038] 其中, n 为像素点索引值, H 表示共轭转置, I_j 表示第 j 次发射经DAS后的输出,其中 s_i^d 表示延时后的阵元信号, W 为权重向量, M 表示阵元通道总数。

[0039] 步骤103、根据延时后的回波信号计算自适应权重,并采用自适应权重进行回波信号的相干复合。

[0040] 具体的,本实施例在将各个角度回波信号进行波束形成后处理之前,还带着相位进行加权处理,也即相干复合处理。应当说明的是,自适应权重包括但不限于相干因子和/或最小方差。其中,相干因子为经过延时之后的阵元信号之间的相干和与非相干和的比值。通过本实施例的相干复合来增强轴向信号,抑制离轴信号,从而提高成像对比度。

[0041] 在本实施例一种可选的实施方式中,根据延时后的回波信号计算自适应权重的方式包括但不限于以下两种:

[0042] 方式一,结合延时后的回波信号以及预设的第一相干因子计算公式,计算得到第一相干因子,并将第一相干因子确定为自适应权重;第一相干因子计算公式表示为:

$$[0043] \quad CF[n] = \frac{\left| \sum_{m=1}^M x_m^d[n] \right|^2}{M * \sum_{m=1}^M \left| x_m^d[n] \right|^2},$$

[0044] 其中, $x_m^d[n]$ 为第m个阵元接收的经过延时后的回波信号, n为像素点索引值, M为阵元总数。

[0045] 方式二,结合延时后的回波信号以及预设的第二相干因子计算公式,计算得到第二相干因子,并将第二相干因子确定为自适应权重;第二相干因子计算公式表示为:

$$[0046] \quad STSCF[n] = \frac{\sum_{k=-K}^K \left| \sum_{l=1}^{M-L} \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m^d[n+k] \right|^2}{(M-L+1) * \sum_{k=-K}^K \sum_{l=1}^{M-L} \left| \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m^d[n+k] \right|^2},$$

[0047] 其中, $x_m^d[n+k]$ 为第m个阵元接收的经过延时后的回波信号, n以及n+k均为像素点索引值, M为阵元总数, L为子孔径长度, K为时间索引值, k的取值区间为[-K, K], 共计2K+1个时间索引值。

[0048] 具体的,由于传统的相干因子(CF)算法对噪声较为敏感,空时平滑相干因子(STSCF)算法相对更为鲁棒可以较为明显的压缩旁瓣提高对比度,STSCF算法包括空间平滑处理,也即将接收阵列划分为M-L+1个重叠的子阵列,每个子阵列包括L个阵元,然后该算法还包括时间平均处理,也即在相连的2K+1个时间索引值之间,测量若干子阵列波束和之间的一段脉冲信号的相干程度。

[0049] 相对应的,在本实施例一种可选的实施方式中,采用自适应权重进行回波信号的相干复合包括:

[0050] 结合第二相干因子以及预设的第一相干复合计算公式进行回波信号的相干复合;第一相干复合计算公式表示为:

$$[0051] \quad Y_{STSCF}[n] = STSCF[n] Y_{DAS}[n],$$

[0052] 其中, $Y_{DAS}[n]$ 为经过延时叠加波束形成后输出的回波信号。

[0053] 应当说明的是,在本实施例另一种可选的实施方式中,采用自适应权重进行回波信号的相干复合包括:

[0054] 结合第二相干因子以及预设的第二相干复合计算公式进行回波信号的相干复合,

也即利用基于最小方差 (MV) 波束合成算法所计算的最小方差作为自适应权重来进行相干复合, MV算法可以较为显著的压缩主瓣, 提高成像的分辨率; 第二相干复合计算公式表示为:

$$[0055] \quad Y[n] = \text{STSCF}[n] Y_{MV}[n],$$

[0056] 其中, $Y_{MV}[n]$ 为经过最小方差波束形成后输出的回波信号。

[0057] 应当说明的是, 最小方差 (MV) 波束形成算法的原始版本公式表示如下:

$$[0058] \quad \text{SINR} = \frac{\sigma_s^2 |W^H a|^2}{W^H R W},$$

[0059] 其中, SINR为信号干扰噪声比, R 为经过延时后的阵列接收信号的协方差矩阵, σ_s^2 是信号功率。

[0060] 进一步地, 本实施例对权重向量 W 进行线性约束, 使波束形成器在信号方向保持单位响应 (也即保持期望信号不变) 的同时, 输出功率最小。线性约束表示如下:

$$[0061] \quad \min_W W^H R W, \text{ Subject to } W^H a = 1.$$

[0062] 其中, a 为导向矢量, 由于本实施例的信号是经过延时后的, 所以 a 为单位矢量, 然后对前述原始版本公式进行求解, 即可得到最优权重:

$$[0063] \quad W_{MV} = \frac{R^{-1} a}{a^H R^{-1} a}.$$

[0064] 此外, 为了使算法更加现实可行和鲁棒, 本实施例采用子孔径平滑和时间平滑来处理协方差矩阵, 计算公式表示如下:

$$[0065] \quad R[n] = \frac{\sum_{k=-K}^K \sum_{l=1}^{M-L+1} X_l^L(n+k) X_l^L(n+k)^H}{(2K+1)(M-L+1)},$$

[0066] 其中, L 是子孔径长度, $X_l^L[n] = [x_l^d[n], x_{l+1}^d[n], \dots, x_{l+L-1}^d[n]]^T \in C^{L \times 1}$ 是第 l 个阵元接收的延时后的回波信号的信号输入矢量, T 表示转置。 K 为时间上的索引值, 可以进行时间上的平滑。

[0067] 更进一步地, 本实施例为了使算法更加鲁棒, 还可以对协方差矩阵进行对角加载 (DL) 处理, 来往协方差矩阵注入一定的空间白噪声, 对角加载计算公式表示如下:

$$[0068] \quad R_{DL} = R + \gamma I,$$

[0069] 其中, γ 表示对角加载因子, 且 $\gamma = \Delta \cdot \text{trace}\{R[n]\}$ 。

[0070] 最后, 基于上述计算得到的 MV 权重以及协方差矩阵即可得到经过最小方差波束形成后输出的回波信号, 最小方差波束形成计算公式表示为:

$$[0071] \quad Y_{MV}[n] = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=1}^{M-L+1} W^H[n] X_l^L[n],$$

[0072] 其中, $X_l^L[n]$ 为第 l 个阵元接收的经过延时后的回波信号的信号输入矢量, W 为权重向量, H 为共轭转置。

[0073] 步骤 104、对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理, 输出最终的颅内超声图像。

[0074] 具体的, 本实施例在对通道接收信号完成相干和加权处理之后, 得到各自的波束

形成输出,随后对波束形成输出进行后处理,包括取包络、归一化、对数压缩等,然后得到最终质量增强的颅内超声图像。

[0075] 根据本发明实施例提供的经颅超声成像方法,控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波;将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理,得到延时后的回波信号;根据延时后的回波信号计算自适应权重,并采用自适应权重进行回波信号的相干复合;对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理,输出最终的颅内超声图像。通过本发明的实施,采用发散波成像,充分保证了高成像帧率和大成像视野,并且采用自适应波束合成算法来进行自适应波束形成,有效提高了超声颅内成像的对比度和成像分辨率。

[0076] 第二实施例:

[0077] 为了解决相关技术中经过颅骨声窗进行颅内成像时,成像帧率不高、成像视野也较为有限的技术问题,本实施例示出了一种经颅超声成像装置,具体请参见图3,本实施例的经颅超声成像装置包括:

[0078] 控制模块301,用于控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波;

[0079] 延时模块302,用于将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理,得到延时后的回波信号;

[0080] 复合模块303,用于根据延时后的回波信号计算自适应权重,并采用自适应权重进行回波信号的相干复合;

[0081] 输出模块304,用于对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理,输出最终的颅内超声图像。

[0082] 在本实施例的一些实施方式中,发散波发射策略包括:发散波的虚拟焦点在探头后方呈圆弧状分布、虚拟焦点至探头中心的距离为二分之一孔径长度且保持不变、发散波的张角为 90° 、发散波的最大偏转角度为 θ° 、发散波从 $-\theta^\circ$ 至 θ° 等间隔分布。进一步地, θ 的取值可以为30。

[0083] 在本实施例的一种实施方式中,复合模块303在根据延时后的回波信号计算自适应权重时,具体用于结合延时后的回波信号以及预设的第一相干因子计算公式,计算得到第一相干因子,并将第一相干因子确定为自适应权重;第一相干因子计算公式表示为:

$$[0084] \quad CF[n] = \frac{\left| \sum_{m=1}^M x_m^d[n] \right|^2}{M * \sum_{m=1}^M \left| x_m^d[n] \right|^2},$$

[0085] 其中, $x_m^d[n]$ 为第m个阵元接收的经过延时后的回波信号,n为像素点索引值,M为阵元总数。

[0086] 在本实施例的另一种实施方式中,复合模块303在根据延时后的回波信号计算自适应权重时,具体用于结合延时后的回波信号以及预设的第二相干因子计算公式,计算得到第二相干因子,并将第二相干因子确定为自适应权重;第二相干因子计算公式表示为:

$$[0087] \quad STSCF[n] = \frac{\sum_{k=-K}^K \left| \sum_{l=1}^{M-L} \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m^d[n+k] \right|^2}{(M-L+1) * \sum_{k=-K}^K \sum_{l=1}^{M-L} \left| \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m^d[n+k] \right|^2},$$

[0088] 其中, $x_m^d[n+k]$ 为第 m 个阵元接收的经过延时后的回波信号, n 以及 $n+k$ 均为像素点索引值, M 为阵元总数, L 为子孔径长度, K 为时间索引值, k 的取值区间为 $[-K, K]$, 共计 $2K+1$ 个时间索引值。

[0089] 进一步地, 在本实施例的一种实施方式中, 复合模块 303 在采用自适应权重进行回波信号的相干复合时, 具体用于结合第二相干因子以及预设的第一相干复合计算公式进行回波信号的相干复合; 第一相干复合计算公式表示为:

$$[0090] \quad Y_{STSCF}[n] = STSCF[n] Y_{DAS}[n],$$

[0091] 其中, $Y_{DAS}[n]$ 为经过延时叠加波束形成后输出的回波信号。

[0092] 进一步地, 在本实施例的另一种实施方式中, 复合模块 303 在采用自适应权重进行回波信号的相干复合时, 具体用于结合第二相干因子以及预设的第二相干复合计算公式进行回波信号的相干复合; 第二相干复合计算公式表示为:

$$[0093] \quad Y[n] = STSCF[n] Y_{MV}[n],$$

[0094] 其中, $Y_{MV}[n]$ 为经过最小方差波束形成后输出的回波信号。

[0095] 更进一步地, 在本实施例的一些实施方式中, 最小方差波束形成计算公式表示为:

$$[0096] \quad Y_{MV}[n] = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=1}^{M-L+1} W^H[n] X_l^L[n],$$

[0097] 其中, $X_l^L[n]$ 为第 l 个阵元接收的经过延时后的回波信号的信号输入矢量, W 为权重向量, H 为共轭转置。

[0098] 应当说明的是, 前述实施例中的经颅超声成像方法均可基于本实施例提供的经颅超声成像装置实现, 所属领域的普通技术人员可以清楚的了解到, 为描述的方便和简洁, 本实施例中所描述的经颅超声成像装置的具体工作过程, 可以参考前述方法实施例中的对应过程, 在此不再赘述。

[0099] 采用本实施例提供的经颅超声成像装置, 控制模块控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波; 延时模块将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理, 得到延时后的回波信号; 复合模块根据延时后的回波信号计算自适应权重, 并采用自适应权重进行回波信号的相干复合; 输出模块对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理, 输出最终的颅内超声图像。通过本发明的实施, 采用发散波成像, 充分保证了成像帧率和成像视野, 并且采用自适应波束合成算法来进行自适应波束形成, 有效提高了超声颅内成像的对比度和成像分辨率。

[0100] 第三实施例:

[0101] 本实施例提供了一种电子装置, 参见图 4 所示, 其包括处理器 401、存储器 402 及通信总线 403, 其中: 通信总线 403 用于实现处理器 401 和存储器 402 之间的连接通信; 处理器 401 用于执行存储器 402 中存储的一个或者多个计算机程序, 以实现上述实施例一中的经颅超声成像方法中的至少一个步骤。

[0102] 本实施例还提供了一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质包括在用于存储信息(诸如计算机可读指令、数据结构、计算机程序模块或其他数据)的任何方法或技术中实施的易失性或非易失性、可移除或不可移除的介质。计算机可读存储介质包括但不限于RAM(Random Access Memory,随机存取存储器),ROM(Read-Only Memory,只读存储器),EEPROM(Electrically Erasable Programmable read only memory,带电可擦可编程只读存储器)、闪存或其他存储器技术、CD-ROM(Compact Disc Read-Only Memory,光盘只读存储器),数字多功能盘(DVD)或其他光盘存储、磁盒、磁带、磁盘存储或其他磁存储装置、或者可以用于存储期望的信息并且可以被计算机访问的任何其他的介质。

[0103] 本实施例中的计算机可读存储介质可用于存储一个或者多个计算机程序,其存储的一个或者多个计算机程序可被处理器执行,以实现上述实施例一中的方法的至少一个步骤。

[0104] 本实施例还提供了一种计算机程序,该计算机程序可以分布在计算机可读介质上,由可计算装置来执行,以实现上述实施例一中的方法的至少一个步骤;并且在某些情况下,可以采用不同于上述实施例所描述的顺序执行所示出或描述的至少一个步骤。

[0105] 本实施例还提供了一种计算机程序产品,包括计算机可读装置,该计算机可读装置上存储有如上所示的计算机程序。本实施例中该计算机可读装置可包括如上所示的计算机可读存储介质。

[0106] 可见,本领域的技术人员应该明白,上文中所公开方法中的全部或某些步骤、系统、装置中的功能模块/单元可以被实施为软件(可以用计算装置可执行的计算机程序代码来实现)、固件、硬件及其适当的组合。在硬件实施方式中,在以上描述中提及的功能模块/单元之间的划分不一定对应于物理组件的划分;例如,一个物理组件可以具有多个功能,或者一个功能或步骤可以由若干物理组件合作执行。某些物理组件或所有物理组件可以被实施为由处理器,如中央处理器、数字信号处理器或微处理器执行的软件,或者被实施为硬件,或者被实施为集成电路,如专用集成电路。

[0107] 此外,本领域普通技术人员公知的是,通信介质通常包含计算机可读指令、数据结构、计算机程序模块或者诸如载波或其他传输机制之类的调制数据信号中的其他数据,并且可包括任何信息递送介质。所以,本发明不限制于任何特定的硬件和软件结合。

[0108] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明实施例所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

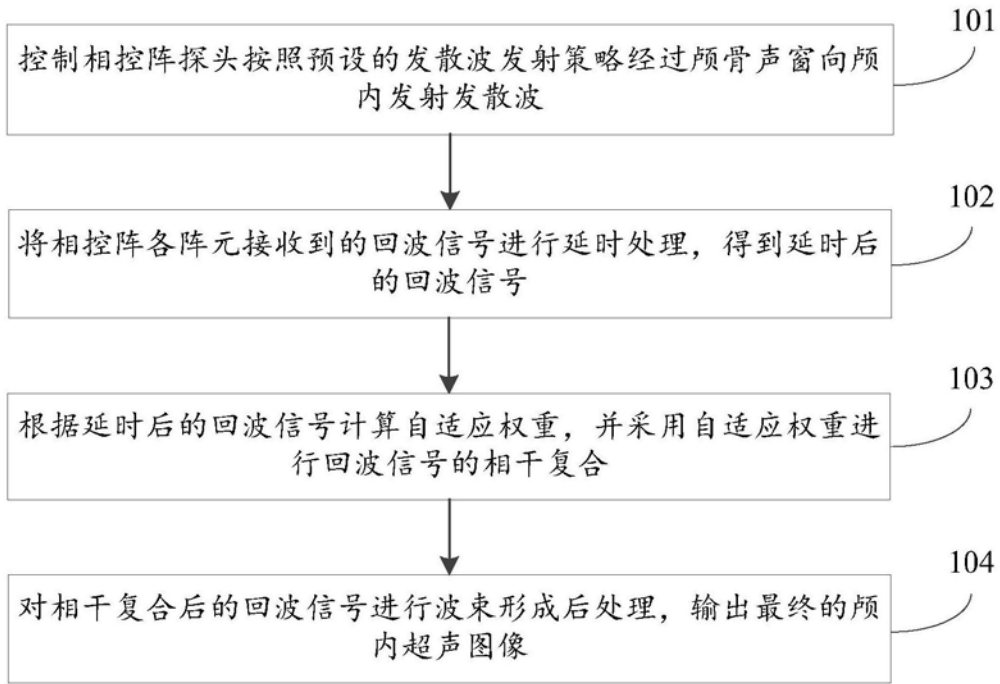


图1

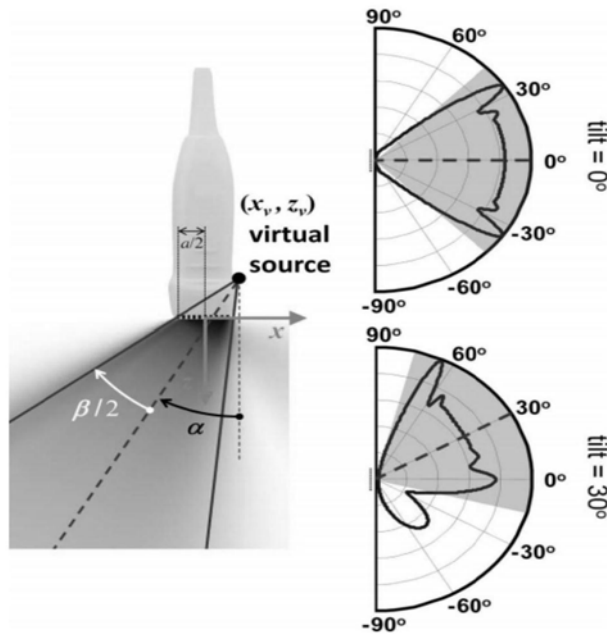


图2



图3

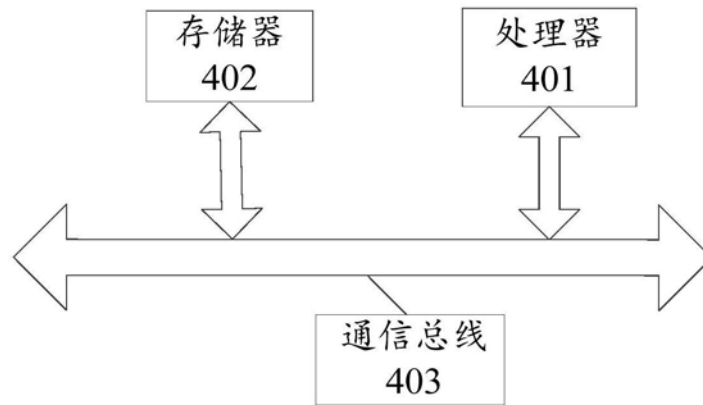


图4

专利名称(译)	一种经颅超声成像方法、装置及计算机可读存储介质		
公开(公告)号	CN110897655A	公开(公告)日	2020-03-24
申请号	CN201911257640.X	申请日	2019-12-10
[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	陆敏华 杜斌 毛睿		
发明人	陆敏华 杜斌 郑浩腾 毛睿		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/52		
代理人(译)	鲍竹		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本发明实施例公开的一种经颅超声成像方法、装置及计算机可读存储介质，控制相控阵探头按照预设的发散波发射策略经过颅骨声窗向颅内发射发散波；将相控阵各阵元接收到的回波信号进行延时处理，得到延时后的回波信号；根据延时后的回波信号计算自适应权重，并采用自适应权重进行回波信号的相干复合；对相干复合后的回波信号进行波束形成后处理，输出最终的颅内超声图像。通过本发明的实施，采用发散波成像，充分保证了高成像帧率和大成像视野，并且采用自适应波束合成算法来进行自适应波束形成，有效提高了超声颅内成像的对比度和成像分辨率。

