



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107714091 A

(43)申请公布日 2018.02.23

(21)申请号 201711209044.5

(22)申请日 2017.11.27

(71)申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市碑林区咸宁西路28号

(72)发明人 万明习 柏晨 纪美伶 张馨予

(74)专利代理机构 西安通大专利代理有限责任公司 61200

代理人 范巍

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书3页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

经颅低频超声线性调频脉冲逆转微泡成像方法

(57)摘要

本发明提供一种经颅低频超声线性调频脉冲逆转微泡成像方法:低频经颅专用超声线阵换能器发射相位相反的线性调频线性扫描声束或宽波束;对应阵元接收的超声回波信号经采样并转化为射频数据;对射频数据进行脉冲压缩以及将两组脉冲压缩后的相位相反的射频数据进行叠加;将经过叠加的射频数据经延迟校正后进行压缩自适应波束合成;对经过波束合成得到的信号依次进行包络检波及对数压缩。本发明利用低频线性调频信号及多角度复合成像技术,联合突破了颅骨对超声信号的遮挡和屏蔽,实现了高灵敏度的颅内组织超声成像。本发明解决了超声信号经颅骨后严重衰减,使得经颅超声探测深度有限、难以对颅内进行检测成像的难题。

1. 一种经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法,其特征在于:包括以下步骤:

- 1) 设置低频超声线阵换能器的扫描线数为L;
- 2) 将所述超声线阵换能器的N个阵元编成一组,共L组,发射所用的线性调频激励信号为 $h(t)$, $h(t)$ 的中心频率为所述超声线阵换能器的中心频率;
- 3) 由L组阵元向颅内成像区域依次发射一束低频线性调频聚焦扫描声束,并接收来自成像区域范围的超声回波信号;
- 4) 对每组阵元接收到的超声回波信号进行采样并转化为射频数据;
- 5) 针对每组阵元扫描声束采样并转化得到的超声回波信号射频数据 $r_i(t)$,根据发射波形设计压缩滤波器 $h(-t)$,对各超声回波信号进行脉冲压缩,脉冲压缩结果为 $r_i(t)*h(-t)$,其中, $i=1,\dots,N$, $*$ 表示卷积;
- 6) 改变线性调频激励信号为 $-h(t)$,然后重复步骤3)-5);
- 7) 将脉冲压缩后的不同相位的信号按照各阵元对应位置进行叠加,得到脉冲逆转叠加后的回波信号 $r_i^*(t)$;
- 8) 根据扫描声束内目标点位置,计算阵元接收到的回波信号的时间延迟,然后对脉冲逆转叠加后的回波信号进行时间校正处理,得到延迟后的射频信号 $r_{di}(t)$;
- 9) 根据波束合成方法对延迟后的射频信号 $r_{di}(t)$ 进行变迹,然后加权叠加:

$$y(t) = \sum_{i=1}^N \omega_i(t) r_{di}(t)$$

其中 ω_i 为各阵元对应的加权值;

- 10) 重复步骤8)-9),对每个扫描声束下的所有目标点脉冲逆转叠加后的信号进行波束合成,得到包含L条扫描线的整幅成像数据;
- 11) 对经过波束合成之后的整幅成像数据依次进行包络检波、对数压缩,得到输出图像。

2. 根据权利要求1所述一种经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法,其特征在于:所述时间校正处理包括以下步骤:设当前扫描声束下目标点坐标为 $(x, 0, z)$,接收阵元的回波信号相对于参考阵元的时间延迟为:

$$\Delta_i(t) = (\sqrt{(x - x_i)^2 + z^2} - z)/c$$

其中, x_i 对应每个接收阵元的坐标值, $i=1,\dots,N$, c 为声速,则每个阵元对应的延迟后的脉冲逆转叠加射频信号为:

$$r_{di}(t) = r_i^*(t - \Delta_i(t))。$$

3. 根据权利要求1所述一种经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法,其特征在于:所述超声线阵换能器的中心频率选取范围为1.5MHz~3MHz,带宽为60%~80%。

4. 根据权利要求1所述一种经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法,其特征在于:所述线性扫描线数选取为 $L=64\sim 256$ 。

5. 根据权利要求1所述一种经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方

法,其特征在于:所述波束合成方法选取压缩自适应波束合成方法。

6.一种经颅低频超声平面波单一角度或多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法,其特征在于:包括以下步骤:

1) 令低频超声线阵换能器的M个阵元同时向颅内成像区域发射与阵元平面呈倾斜角度为 α_k 的宽波束, $k=1, \dots, n$,n为奇数,保证倾斜角度在正负半轴对称且 $\alpha_{(n+1)/2}=0$,发射所用的线性调频激励信号为 $h(t)$, $h(t)$ 的中心频率为所述超声线阵换能器的中心频率;

2) 对M个阵元接收的超声回波信号进行采样并转化为射频数据 $r_i(t)$;

3) 根据发射波形设计压缩滤波器 $h(-t)$,对 $r_i(t)$ 进行脉冲压缩,脉冲压缩结果为 $r_i(t) * h(-t)$,其中, $i=1, \dots, M$, $*$ 表示卷积;

4) 在当前倾斜角度下改变激励信号为 $-h(t)$,然后重复步骤1)-3);

5) 将脉冲压缩后的不同相位的信号按照各阵元对应位置进行叠加,得到脉冲逆转叠加数据 $r_i^*(t)$;

6) 根据成像区域内目标点位置及倾斜角度 α_k 计算当前倾斜角度下阵元接收到的回波信号的时间延迟,然后对当前倾斜角度下的脉冲逆转叠加数据进行时间校正处理,得到延迟后的射频信号 $r_{di}(t)$;

7) 对延迟后的射频信号 $r_{di}(t)$ 进行波束合成,求得变迹加权叠加输出:

$$y(t) = \sum_{i=1}^M \omega_i(t) r_{di}(t)$$

其中 ω_i 为各阵元对应的加权值;遍历成像区域内目标点,得到当前倾斜角度下的波束合成后数据;

8) 改变 α_k ,重复步骤1)-7),直至得到所有倾斜角度下的波束合成后数据,将每个倾斜角度下的波束合成后数据叠加后再平均,获得最终的成像数据;

9) 对成像数据依次进行包络检波、对数压缩,得到输出图像。

7.根据权利要求6所述一种经颅低频超声平面波单一角度或多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法,其特征在于:所述宽波束为所有阵元同时发射、同时接收数据,采用 $n=3 \sim 7$ 个倾斜角度的宽波束进行复合成像。

8.根据权利要求6所述一种经颅低频超声平面波单一角度或多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法,其特征在于:所述时间校正处理包括以下步骤:设目标点位置为 $(x, 0, z)$,回波信号接收阵元位置为 $(x_i, 0, 0)$,则接收阵元的回波信号相对于参考阵元的时间延迟为:

$$\Delta_i(t) = (z \cos \alpha_k + x \sin \alpha_k) / c + \sqrt{z^2 + (x - x_i)^2} / c$$

其中, $i=1, \dots, M$, c 为声速,则每个阵元对应的延迟后的脉冲逆转叠加射频信号为:

$$r_{di}(t) = r_i^*(t - \Delta_i(t))。$$

9.根据权利要求6所述一种经颅低频超声平面波单一角度或多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法,其特征在于:所述波束合成方法选取压缩自适应波束合成方法。

10.一种经颅超声微泡成像系统,其特征在于:包括低频超声线阵换能器以及回波信号接收模块、脉冲逆转叠加模块、波束合成模块和成像模块;

所述超声线阵换能器用于发射相位相反的线性调频线性扫描声束或宽波束;

所述回波信号接收模块用于对所述超声线阵换能器对应阵元接收的超声回波信号进行采样并转化为射频数据；

所述脉冲逆转叠加模块用于对射频数据进行脉冲压缩以及将两组脉冲压缩后的相位相反的射频数据进行叠加；

所述波束合成模块用于将经过叠加的射频数据经延迟校正后进行压缩自适应波束合成；

所述成像模块用于对经过波束合成得到的信号依次进行包络检波及对数压缩。

经颅低频超声线性调频脉冲逆转微泡成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于超声检测及超声成像技术领域,涉及低频超声线性调频和多角度复合技术,具体涉及经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法,以及经颅低频超声平面波单一角度或多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法。

背景技术

[0002] 超声成像是利用超声声束扫描人体,通过对反射信号的接收和处理,以获得内脏器官的图像。超声成像的方法用来判断内脏的位置、大小和形态,确定病灶的范围和物理性质,提供一些腺体组织的解剖图,具有广泛的应用价值。

[0003] 虽然超声可以对诸多人体组织和器官进行成像观察,但是对于经颅组织和血管的超声成像技术还处于发展阶段。目前,颅内超声检测主要集中在经颅多普勒技术。近年来,颅内血管造影成像技术的发展,为超声经颅成像及检测提供了更准确的方法,克服了经颅多普勒检测显像不全、定位不精确等缺点。

[0004] 人体颅骨属于强反射界面且衰减系数极大。目前,临床经颅多普勒成像和针对颅内超声成像的研究都选择颞骨作为“声窗”,因为颞骨被证实是颅骨中最薄且曲率最小的部分。但是颞骨对超声波仍然具有很强的衰减作用,弱回波信号是影响目前经颅多普勒成像最主要的因素,也是经颅超声研究的主要方向。解决超声透过颅骨后的衰减问题并提高成像质量是超声颅内成像技术的关键。但是,研究表明,即使是颞骨部分,其对超声信号也有15dB以上的衰减,使得普通成像方案面临巨大挑战。

[0005] 超声在介质中传播时,其声阻抗为介质的密度与介质在声波影响下的运动速度的乘积。在介质确定的条件下,声波频率越低,振动速度越小,声阻抗也就越小,声波在传播中消耗的能量就越小,从而在介质的另一侧能够保持更高的声压,表现为穿透力强。由于颅骨具有较高的密度,因此超声波的中心频率越低,透过颅骨后的声压越高,对颅内血管的成像效果也就更好。所以理论上中心频率较低的超声波可以更多地穿过人体颅骨,从而提高超声经颅成像的质量。但是,过低的频率又会严重影响成像的质量。

[0006] 另一方面,线性调频作为一种通过对信号进行非线性相位调制或线性频率调制获得大时宽带宽积的典型方法,其原理方便实现,已被广泛应用于通信、雷达、声呐和地震勘探等系统。线性调频信号通常也被称为Chirp信号,即频率随时间而线性改变(增加或减少)的信号。在超声领域,线性调频在发射时采用宽脉冲以提高发射的平均功率,保证足够大的穿透能力和作用距离;而接收时采用相应的脉冲压缩算法获得窄脉冲,以恢复纵向分辨率,从而较好地解决超声穿透力、灵敏度与成像质量之间的矛盾。其数字化的脉冲压缩系统具有性能稳定、受干扰小、工作方式灵活多样等优点。

[0007] 针对经颅超声信号衰减程度、探测深度、检测灵敏度等相互制约的问题,目前尚未见到,综合考虑颅骨结构特点,利用低频线性调频超声信号作用于颅骨部位增加超声波的穿透力,并结合多角度复合技术进一步提高灵敏度,以突破颅骨对超声信号的屏障,实现对颅内组织的超声成像的研究。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于联合低频超声、线性调频信号、多角度复合等技术,提供一种经颅低频超声线性调频脉冲逆转微泡成像方法。该方法可以在经颅超声微泡成像中应用,通过克服经颅超声在信号衰减程度、探测深度和检测灵敏度等方面相互制约的矛盾,使颅内微泡散射能够达到大脑成像水平。

[0009] 为了实现上述目的,本发明采用了以下技术方案:

[0010] 一种经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法,包括以下步骤:

[0011] 1) 将低频经颅专用超声线阵换能器放置于一侧颞骨附近(此区域对超声波的声衰减最弱),设置扫描线数为L;

[0012] 2) 将所述超声线阵换能器的N个阵元编成一组,共L组,M为阵元总数, $N < M$,发射所用的线性调频激励信号为 $h(t)$ (假设为0相位), $h(t)$ 的中心频率为所述超声线阵换能器的中心频率,时宽及带宽满足所述超声线阵换能器频带特性要求;

[0013] 3) 由L组阵元向颅内成像区域依次发射一束低频线性调频聚焦扫描声束,并接收来自成像区域范围的超声回波信号;

[0014] 4) 利用开放式超声成像系统或数据采集卡对每组阵元接收到的超声回波信号进行采样并转化为射频数据;

[0015] 5) 针对每组阵元扫描声束采样并转化得到的超声回波信号射频数据 $r_i(t)$,根据发射波形设计压缩滤波器 $h(-t)$,对各超声回波信号进行脉冲压缩,脉冲压缩结果为 $r_i(t) * h(-t)$,其中, $i=1, \dots, N$, $*$ 表示卷积;

[0016] 6) 改变线性调频激励信号为 $-h(t)$ (π 相位),然后重复步骤3)-5);

[0017] 7) 将脉冲压缩后的不同相位的(0相位和 π 相位)信号按照各阵元对应位置进行叠加,得到脉冲逆转叠加后的回波信号 $r_i^*(t)$;

[0018] 8) 根据扫描声束内目标点位置,计算阵元接收到的回波信号的时间延迟,然后对脉冲逆转叠加后的回波信号进行时间校正处理,得到延迟后的射频信号 $r_{di}(t)$;

[0019] 9) 根据波束合成方法对延迟后的射频信号 $r_{di}(t)$ 进行变迹,然后加权叠加:

$$[0020] \quad y(t) = \sum_{i=1}^N \omega_i(t) r_{di}(t)$$

[0021] 其中 ω_i 为各阵元对应的加权值,加权值选取对应波束合成方法的迹函数计算,即合成该目标点数据;

[0022] 10) 重复步骤8)-9),对每个扫描声束下的所有目标点脉冲逆转叠加后的信号进行波束合成,得到包含L条扫描线的整幅成像数据;

[0023] 11) 对经过波束合成之后的整幅成像数据依次进行包络检波、对数压缩,得到输出图像。

[0024] 优选的,所述时间校正处理包括以下步骤:设当前扫描声束下目标点坐标为 $(x, 0, z)$,接收阵元的回波信号相对于参考阵元的时间延迟为:

$$[0025] \quad \Delta_i(t) = (\sqrt{(x - x_i)^2 + z^2} - z)/c$$

[0026] 其中, x_i 对应每个接收阵元的坐标值, $i=1, \dots, N$, c 为声速, 则每个阵元对应的延迟后的脉冲逆转叠加射频信号为:

[0027] $r_{di}(t) = r_i^*(t - \Delta_i(t))$ 。

[0028] 优选的, 所述超声线阵换能器的中心频率选取范围为 $1.5\text{MHz} \sim 3\text{MHz}$, 带宽为 $60\% \sim 80\%$ 。

[0029] 优选的, 所述线性扫描线数选取为 $L=64 \sim 256$ 。

[0030] 优选的, 所述波束合成方法选取压缩自适应波束合成方法(万明习, 柏晨, 徐珊珊, 敬博文. “压缩自适应波束合成的平面波超声成像和微泡成像的方法与系统”. 申请号: 201510079932.4)。

[0031] 一种经颅低频超声平面波单一角度或多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法, 包括以下步骤:

[0032] 1) 将低频经颅专用超声线阵换能器(阵元总数为 M) 放置于一侧颞骨附近;

[0033] 2) 所述超声线阵换能器的 M 个阵元同时向颅内成像区域发射与阵元平面呈倾斜角度为 α_k 的宽波束(规定向正半轴方向偏转角度为正), $k=1, \dots, n$, n 为奇数, 保证倾斜角度在正负半轴对称且 $\alpha_{(n+1)/2}=0$, 当 $n=1$ 是即为单一角度成像, 发射所用的线性调频激励信号为 $h(t)$ (假设为 0 相位), $h(t)$ 的中心频率为所述超声线阵换能器的中心频率, 时宽及带宽满足所述超声线阵换能器频带特性要求;

[0034] 3) 利用开放式超声成像系统或数据采集卡对 M 个阵元接收的超声回波信号进行采样并转化为射频数据 $r_i(t)$;

[0035] 4) 根据发射波形设计压缩滤波器 $h(-t)$, 对 $r_i(t)$ 进行脉冲压缩, 脉冲压缩结果为 $r_i(t) * h(-t)$, 其中, $i=1, \dots, M$, $*$ 表示卷积;

[0036] 5) 在当前倾斜角度下改变激励信号为 $-h(t)$ (π 相位), 然后重复步骤 2) - 4);

[0037] 6) 将脉冲压缩后的不同相位 (0 相位和 π 相位) 的信号按照各阵元对应位置进行叠加, 得到脉冲逆转叠加数据 $r_i^*(t)$;

[0038] 7) 根据成像区域内目标点位置及倾斜角度 α_k 计算当前倾斜角度下阵元接收到的回波信号的时间延迟, 然后对当前倾斜角度下的脉冲逆转叠加数据进行时间校正处理, 得到延迟后的射频信号 $r_{di}(t)$;

[0039] 8) 对延迟后的射频信号 $r_{di}(t)$ 进行波束合成, 求得变迹加权叠加输出:

$$[0040] \quad y(t) = \sum_{i=1}^M \omega_i(t) r_{di}(t)$$

[0041] 其中 ω_i 为各阵元对应的加权值, 加权值选取对应波束合成方法的迹函数计算; 遍历成像区域内目标点, 得到当前倾斜角度下的波束合成后数据;

[0042] 9) 改变 α_k , 重复步骤 2) - 8), 直至得到所有倾斜角度下的波束合成后数据, 将每个倾斜角度下的波束合成后数据叠加后再平均, 获得最终的成像数据;

[0043] 10) 对成像数据依次进行包络检波、对数压缩, 得到输出图像。

[0044] 优选的, 所述宽波束为所有阵元同时发射、同时接收数据。

[0045] 优选的, 所述时间校正处理包括以下步骤: 设目标点位置为 $(x, 0, z)$, 回波信号接收阵元位置为 $(x_i, 0, 0)$, 则接收阵元的回波信号相对于参考阵元的时间延迟为:

$$[0046] \quad \Delta_i(t) = (z \cos \alpha_k + x \sin \alpha_k) / c + \sqrt{z^2 + (x - x_i)^2} / c$$

[0047] 其中, $i=1, \dots, M$, 对应每个接收阵元, c 为声速, 则每个阵元对应的延迟后的脉冲逆转叠加射频信号为:

$$[0048] \quad r_{di}(t) = r_i^*(t - \Delta_i(t)).$$

[0049] 优选的, 采用 $n=3 \sim 7$ 个倾斜角度的宽波束进行复合成像。

[0050] 优选的, 所述波束合成方法选取压缩自适应波束合成方法(万明习, 柏晨, 徐珊珊, 敬博文. “压缩自适应波束合成的平面波超声成像和微泡成像的方法与系统”. 申请号: 201510079932.4)。

[0051] 一种经颅超声微泡成像系统, 包括低频经颅专用超声线阵换能器以及回波信号接收模块、脉冲逆转叠加模块、波束合成模块和成像模块; 其中:

[0052] 所述超声线阵换能器用于发射相位相反的线性调频扫描声束或宽波束;

[0053] 所述回波信号接收模块用于对所述超声线阵换能器对应阵元接收的超声回波信号进行采样并转化为射频数据;

[0054] 所述脉冲逆转叠加模块用于对射频数据进行脉冲压缩以及将两组脉冲压缩后的相位相反的射频数据进行叠加;

[0055] 所述波束合成模块用于将经过叠加的射频数据经延迟校正后进行压缩自适应波束合成;

[0056] 所述成像模块用于对经过波束合成得到的信号依次进行包络检波及对数压缩。

[0057] 本发明的有益效果体现在:

[0058] 本发明不同于目前主要针对小动物颅脑的高频超声经颅成像方法, 提出了利用低频线性调频信号与线性扫描模式或多角度复合成像技术联合, 突破了颅骨对超声信号的遮挡和屏蔽, 实现了高灵敏度的颅内组织超声成像。本发明解决了超声信号经颅骨后严重衰减, 使得经颅超声探测深度有限、难以对颅内进行检测成像的难题。

附图说明

[0059] 图1为实施例中给出的经颅超声微泡成像系统示意图;

[0060] 图2为经颅超声微泡成像实验中所用声学及结构特性匹配的3D打印颅骨模型;

[0061] 图3为线性调频发射激励信号 $h(t)$ 的时域图;

[0062] 图4为低频超声线扫描模式线性调频各扫描波束声场示意图 (Beam指扫描线);

[0063] 图5为低频超声线性扫描成像结果, 其中: (a) 经颅低频超声常规线性扫描 (0相位) 成像, (b) 经颅低频超声线性扫描模式线性调频 (0相位) 成像, (c) 经颅低频超声常规线性扫描脉冲逆转微泡成像, (d) 经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像, 图中实/虚线框内信号强度用来计算造影组织比 (CTR);

[0064] 图6为各低频超声线性扫描成像方法CTR比较, 其中: (a) 经颅低频超声常规线性扫描 (0相位) 成像, (b) 经颅低频超声线性扫描模式线性调频 (0相位) 成像, (c) 经颅低频超声常规线性扫描脉冲逆转微泡成像, (d) 经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像;

[0065] 图7为5角度下经颅低频超声平面波线性调频发射声场示意图; 其中: (a) -10° 角度

声场示意图, (b) -5° 角度声场示意图, (c) 0° 角度声场示意图, (d) 5° 角度声场示意图, (e) 10° 角度声场示意图;

[0066] 图8为超声宽波束改变角度发射后, 其回波信号时间延迟计算示意图;

[0067] 图9为低频超声平面波成像结果, 其中: (a) 经颅低频超声平面波单一角度脉冲逆转微泡成像, (b) 经颅低频超声平面波多角度复合脉冲逆转微泡成像, (c) 经颅低频超声平面波单一角度线性调频脉冲逆转微泡成像, (d) 经颅低频超声平面波多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像, 图中实/虚线框内信号强度用来计算造影组织比 (CTR);

[0068] 图10为各低频超声平面波成像方法CTR比较, 其中: (a) 经颅低频超声平面波单一角度脉冲逆转微泡成像, (b) 经颅低频超声平面波多角度复合脉冲逆转微泡成像, (c) 经颅低频超声平面波单一角度线性调频脉冲逆转微泡成像, (d) 经颅低频超声平面波多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像。

具体实施方式

[0069] 下面结合附图和实施例对本发明做进一步详细说明。

[0070] 以低频经颅专用超声线阵换能器为例, 超声线阵换能器阵元总数为 $M=128$, 各换能器阵元尺寸为 $0.25\text{mm} \times 10\text{mm}$, 换能器阵元间距为 0.05mm , 发射中心频率为 2MHz , 有效带宽为 70% 。

[0071] 如图1所示, 本发明所举例实验中, 低频经颅专用超声线阵换能器在开放式超声成像系统主机的控制下发射超声线性扫描波束/单一或多角度平面波、接收回波信号并将回波信号传送至主机; 主机将回波信号传输至开放式超声成像系统接收模块; 接收模块对收到的回波信号采样、存储为射频采样数据并传送给计算机; 计算机对回波射频采样数据进行脉冲压缩、脉冲逆转、波束合成等处理, 随后依照标准的成像过程, 包括射频信号包络检测以及对数压缩等, 显示得到超声图像。造影微泡按照血管仿体的管道以流动泵推动进行持续流动, 按照前述方法对流动的造影微泡进行成像。

[0072] 如图2所示, 本发明所举例实验中, 低频经颅专用超声线阵换能器都将放置于颞骨附近 (此区域对超声波的声衰减最弱); 所用颅骨为声学及结构特性与真实颅骨匹配的3D打印颅骨模型, 其声学衰减特性、尺寸大小与人体真实颅骨几乎一致, 但可以用来任意切割以方便实验, 具体请参阅文献 (C.Bai, M.Ji, J.Zong, et al., "A 3D-printed Skull Model with Corresponding Acoustic Characteristic of Human Skull for Ultrasound Brain Imaging and Diagnosis", Proceedings of International Society for Therapeutic Ultrasound (ISTU) 17th Annual Symposium, Nanjing, China, Jun., 2017.)。

[0073] 如图3所示, 本发明中超声成像线阵激励信号采用上扫频信号, 其中心频率 2MHz , 时宽 $7\mu\text{s}$, 带宽 1.3MHz , 满足低频经颅专用超声线阵换能器频带特性。

[0074] (一) 经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法

[0075] 超声换能器的功能是将输入的电功率转换成机械功率 (即超声波) 再传递出去, 而自身消耗很少的一部分功率。由于经颅传播过程中颅骨对超声波有较大的衰减, 而介质对超声信号的衰减与信号频率呈反比, 为了使颅内微泡成像更加清晰, 利用特定的低频超声换能器发射低频超声信号, 可以在一定程度上减少颅骨的衰减作用, 从而增加回波信号的强度。为了进一步提高经颅超声微泡成像的灵敏度, 本发明在经颅低频超声成像的基础上,

提出低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法,即利用线性调频信号有效提高成像的信噪比及灵敏度。

[0076] 经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法的具体步骤为:

[0077] 1) 低频经颅专用超声线阵换能器放置于一侧颞骨附近;

[0078] 2) 将N个阵元编成一组,共L=128组。线性调频激励信号为图3所示的h(t) (0相位);

[0079] 3) 由一组阵元向成像的微泡区域发射一束低频线性调频聚焦扫描声束(图4),聚焦深度为50mm,并接收来自成像区域范围的回波信号;

[0080] 4) 利用开放式超声成像系统对接收到的超声回波信号进行采样并转化为射频数据;

[0081] 5) 依次由下一组阵元发射相同的0相位声束,并接收、采样、转化为射频数据;

[0082] 6) 在所有组阵元发射接收完成后,将得到的所有扫描波束的射频数据存储并传送给计算机;

[0083] 7) 针对每组发射波束下的回波信号 $r_i(t)$,根据发射波形设计压缩滤波器 $h(-t)$,对各回波信号进行脉冲压缩,其结果为 $r_i(t)*h(-t)$,其中 $i=1, \dots, N$, *表示卷积;

[0084] 8) 改变激励信号为 $-h(t)$ (π 相位),重复步骤3)-7);

[0085] 9) 将脉冲压缩后的0相位、 π 相位信号按照阵元对应位置进行叠加,即脉冲逆转叠加;

[0086] 10) 根据目标点位置,计算回波信号的时间延迟,并对脉冲逆转叠加后的信号 $r_i^*(t)$ 进行时间校正:设当前扫描波束下目标点坐标为 $(x, 0, z)$,计算回波信号相对于参考阵元的时间延迟:

$$[0087] \quad \Delta_i(t) = (\sqrt{(x - x_i)^2 + z^2} - z)/c \quad (1)$$

[0088] 其中, x_i 对应每个接收阵元的坐标值,其中 $i=1, \dots, N$,则每个阵元对应的延迟后的脉冲逆转叠加射频信号为:

$$[0089] \quad r_{di}(t) = r_i^*(t - \Delta_i(t)) \quad (2)$$

[0090] 11) 根据压缩自适应波束合成方法对延迟后的信号 $r_{di}(t)$ 进行变迹,加权叠加输出的信号可以表示为:

$$[0091] \quad y(t) = \sum_{i=1}^N \omega_i(t) r_{di}(t) \quad (3)$$

[0092] 其中 ω_i 为各阵元对应的加权值。遍历当前扫描波束下目标点,即合成一条扫描线。

[0093] 12) 重复步骤10)-11),对每个扫描声束下的回波信号进行波束合成,得到128条扫描线;

[0094] 13) 对经过波束合成之后128条扫描线数据进行包络检波、对数压缩,最后输出一帧图像。

[0095] 如图5所示,通过比较在相同条件下的经颅超声常规线性扫描(0相位)、线性扫描模式下的线性调频(0相位)、常规线性扫描脉冲逆转、线性扫描模式下的线性调频脉冲逆转微泡成像的结果,以上所述经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法得到的成像质量有显著提高(图5d),但是受到线性扫描模式的限制,该方法的成像帧率只有

约100Hz。

[0096] 如图6所示,通过量化考察各方法成像的造影组织比(CTR),其中以上所述经颅低频超声线性扫描模式线性调频脉冲逆转微泡成像方法的CTR最高(图6d),约为常规线性扫描成像(图6a)的2.50倍,约为常规线性扫描脉冲逆转成像(图6c)的1.32倍。

[0097] (二)经颅低频超声平面波单一角度或多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法

[0098] 低频经颅专用超声线阵换能器的所有阵元同时发射一次超声宽波束,可以覆盖成像范围内的颅内微泡目标所在的大部分区域,从而一次性获取整个微泡区域的射频数据。在垂直于声束的方向上,每一部分的图像数据都是同时采集到的,因此极大地避免了线扫描方式中扫面线之间的采样时间差,进而提高了成像速度,保证了成像的实时性,其单一成像帧率可以达到5000Hz,多角度复合成像帧率可以达到1000Hz。

[0099] 所述经颅低频超声平面波单一或多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法,具体步骤为:

[0100] 1) 低频经颅专用超声线阵换能器放置于一侧颞骨附近;

[0101] 2) 如图7所示,128个阵元同时向成像的微泡区域发射倾斜角度为 α_k 的宽波束(规定向正半轴方向偏转角度为正,且 $k=1, \dots, 5$,当仅取倾斜角度 $\alpha_k=0^\circ$ 即为单一角度成像),发射所用的线性调频激励信号为图3所示的 $h(t)$ (0相位);

[0102] 3) 发射声波遇到成像目标后发生散射,产生与发射方向相反的回波;

[0103] 4) 利用开放式超声成像系统对超声回波信号进行采样并转化为射频数据;

[0104] 5) 根据发射波形设计压缩滤波器 $h(-t)$,对各回波信号 $r_i(t)$ 进行脉冲压缩,其结果为 $r_i(t) * h(-t)$,其中 $i=1, \dots, 128$, $*$ 表示卷积;

[0105] 6) 在当前倾斜角度下改变激励信号为 $-h(t)$ (π 相位),重复步骤2)-5);

[0106] 7) 将脉冲压缩后的0相位、 π 相位信号按照各阵元对应位置进行叠加,即脉冲逆转叠加;

[0107] 8) 如图8所示,假设目标点位置为 $(x, 0, z)$,回波信号接收阵元位置为 $(x_i, 0, 0)$,根据倾斜角度 α_k 按照式(4)计算当前角度的时间延迟,对当前角度脉冲逆转叠加数据进行校正处理;

$$[0108] \quad \Delta_i(t) = (z \cos \alpha_k + x \sin \alpha_k) / c + \sqrt{z^2 + (x - x_i)^2} / c \quad (4)$$

[0109] 其中, $i=1, \dots, 128$,对应每个接收阵元, c 为声速。则每个阵元的延迟校正后的回波信号为:

$$[0110] \quad r_{di}(t) = r_i^*(t - \Delta_i(t)) \quad (5)$$

[0111] 9) 对校正后的射频数据 $r_{di}(t)$,依据式(6)进行压缩自适应波束合成,求得变迹加权叠加输出:

$$[0112] \quad y(t) = \sum_{i=1}^M \omega_i(t) r_{di}(t) \quad (6)$$

[0113] 其中 ω_i 为各阵元对应的加权值;遍历成像区域内目标点,得到当前角度下的波束合成后数据。

[0114] 10) 改变 α_k ,重复步骤2)-9),将所有角度的波束合成后数据连续叠加并平均,获得最终的成像数据;

[0115] 11) 对成像数据经包络检波、对数压缩后输出一帧图像。

[0116] 如图9所示,通过比较在相同条件下的经频低频超声平面波单一角度脉冲逆转、平面波多角度复合脉冲逆转、平面波单一角度线性调频脉冲逆转、平面波多角度复合线性调频脉冲逆转超声微泡成像的结果,经频低频超声平面波多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法的成像质量有显著提高(图9d),成像帧率有了极大提升。

[0117] 如图10所示,量化考察各方法成像的造影组织比(CTR),其中经频低频超声平面波多角度复合线性调频脉冲逆转微泡成像方法的CTR最高(图10d),约为平面波单一角度成像(图10a)的3倍,约为平面波多角度复合脉冲逆转微泡成像(图10b)的2.18倍,约为平面波单一角度线性调频脉冲逆转(图10c)的1.43倍。

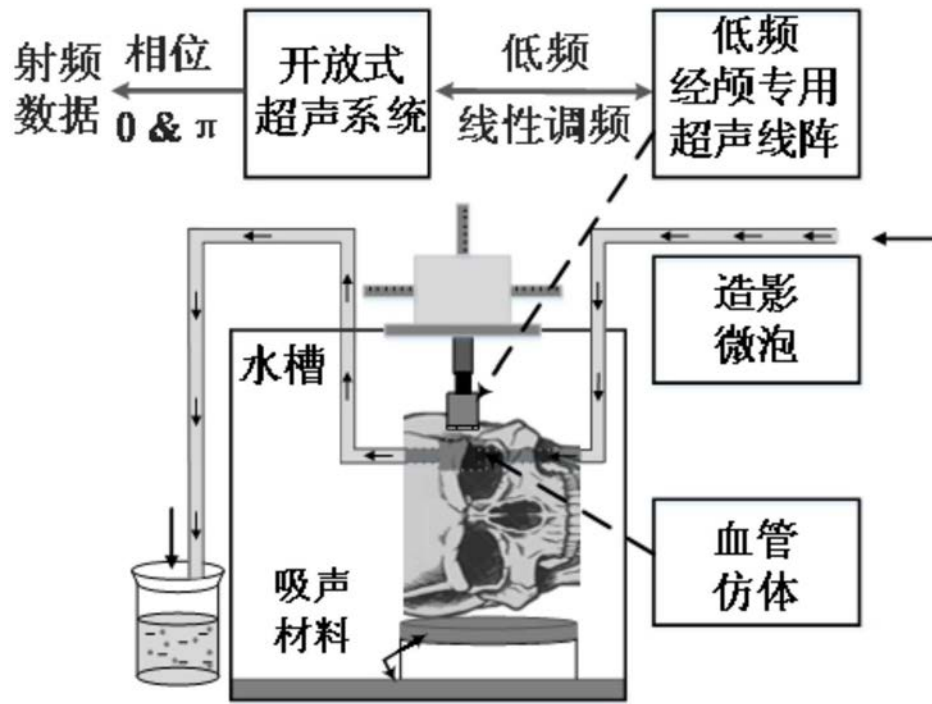


图1

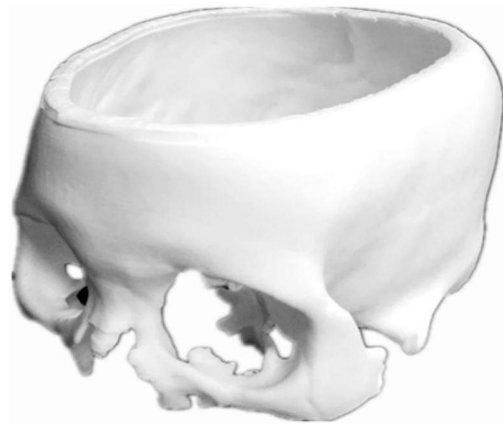


图2

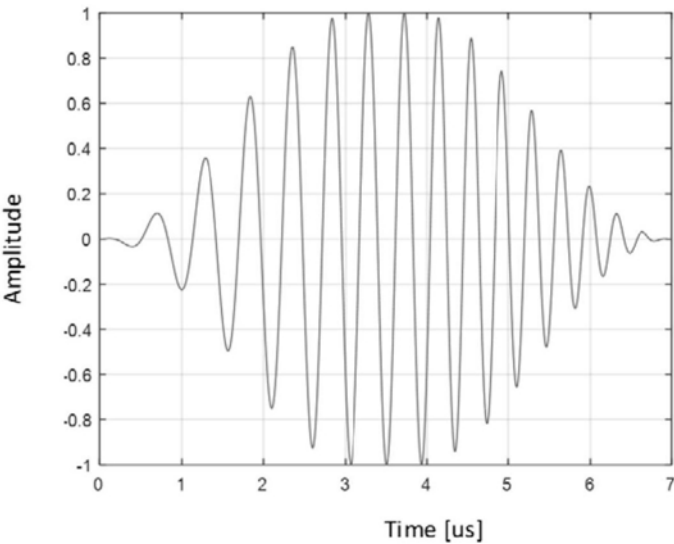


图3

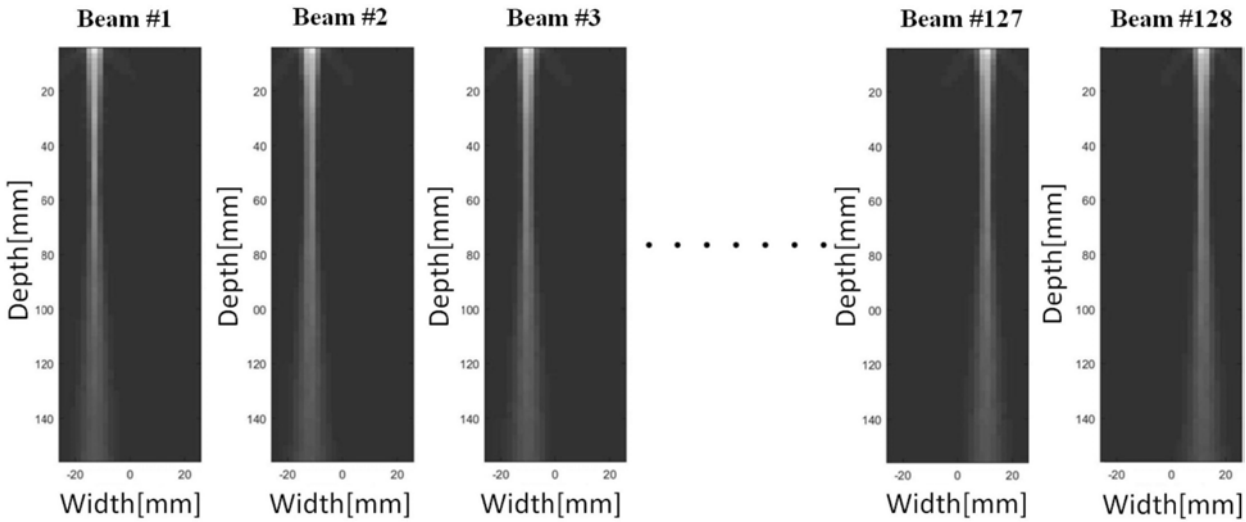


图4

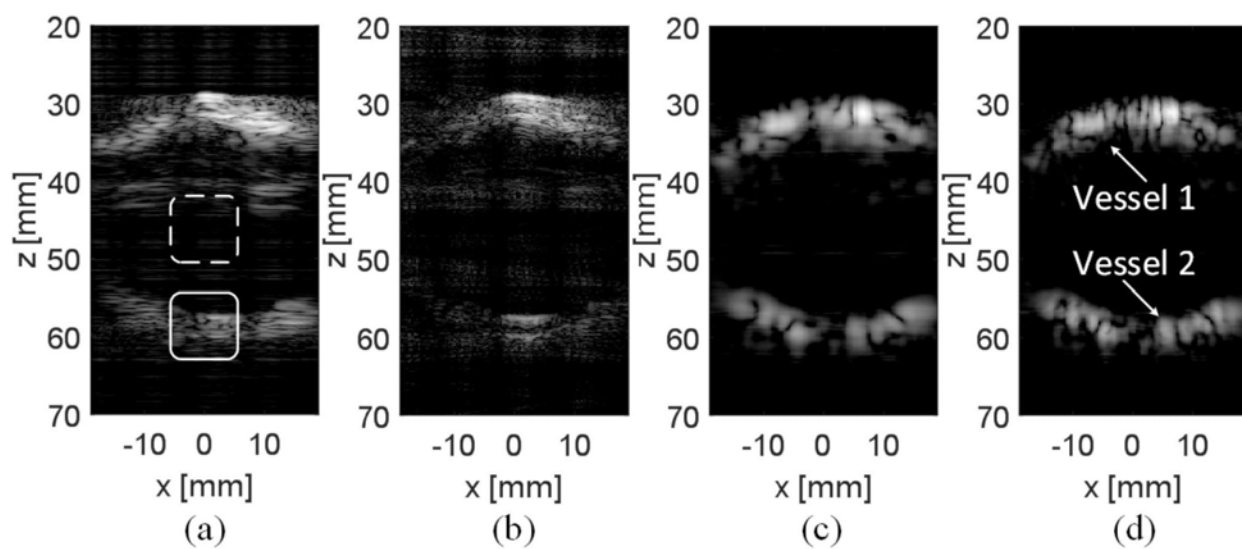


图5

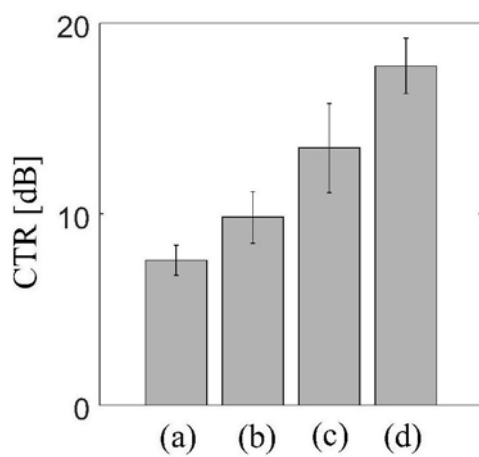


图6

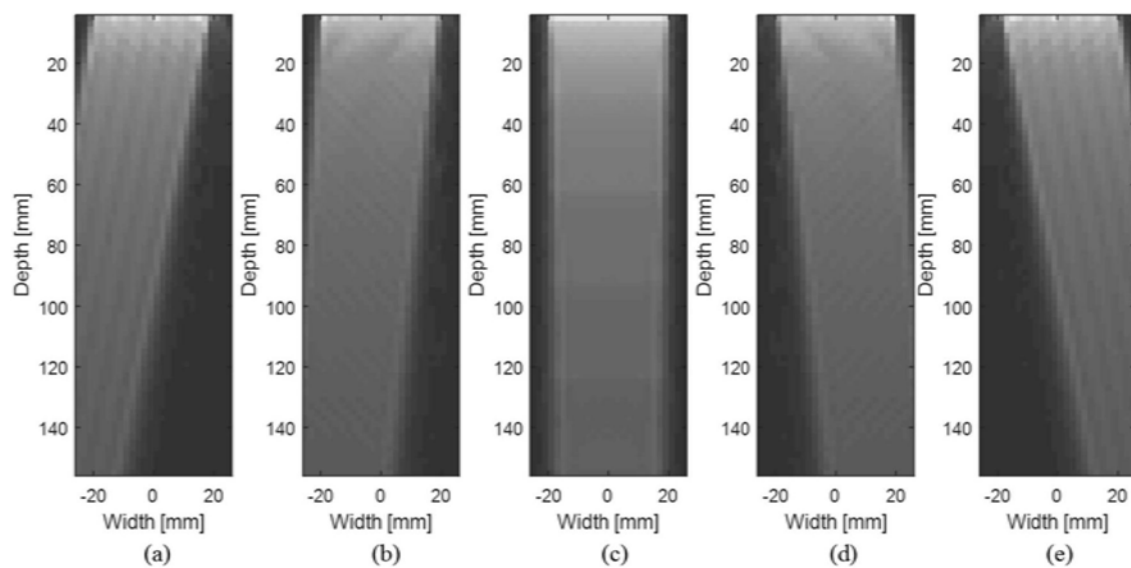


图7

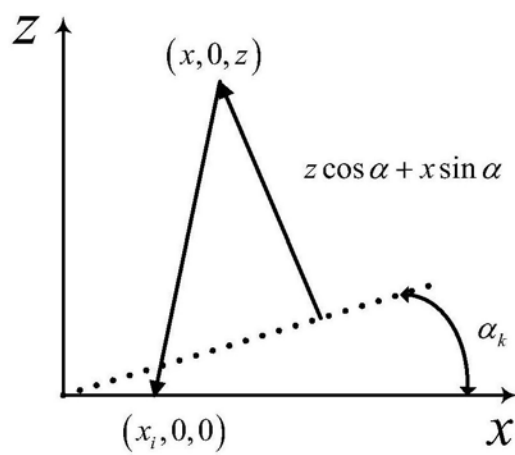


图8

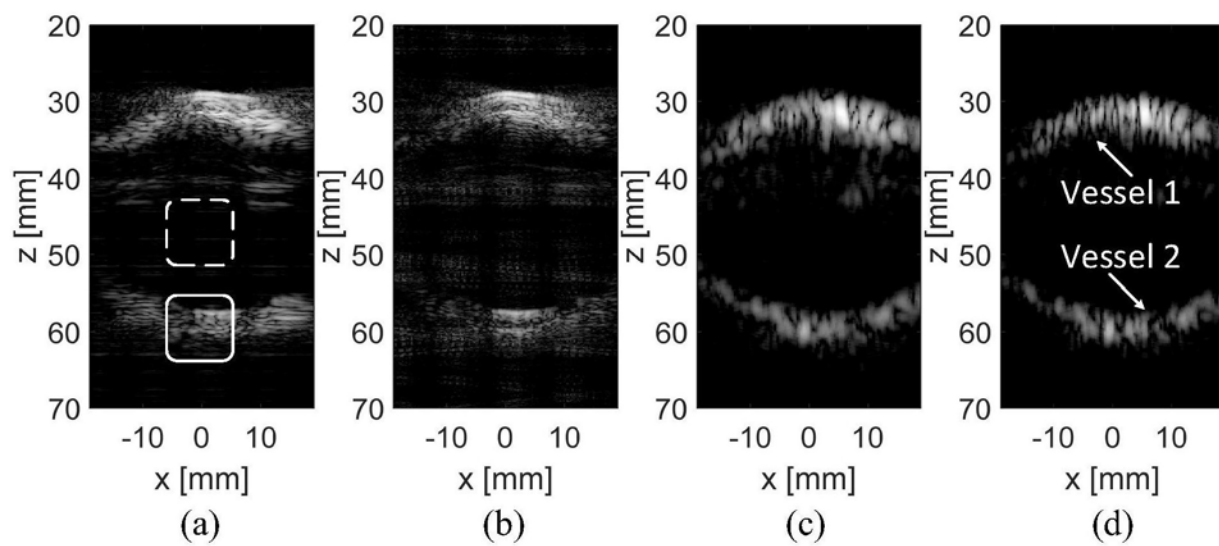


图9

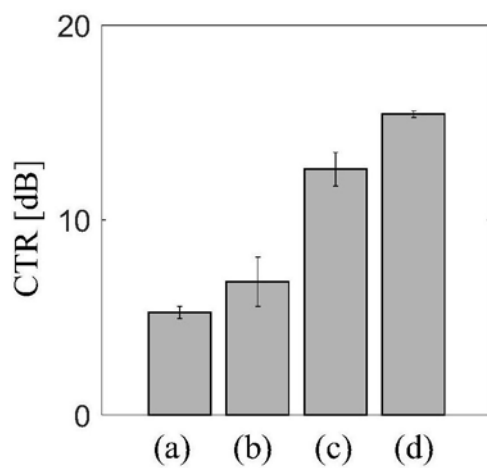


图10

专利名称(译)	经颅低频超声线性调频脉冲逆转微泡成像方法		
公开(公告)号	CN107714091A	公开(公告)日	2018-02-23
申请号	CN201711209044.5	申请日	2017-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	万明习 柏晨 纪美伶 张馨予		
发明人	万明习 柏晨 纪美伶 张馨予		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/48 A61B8/5207		
代理人(译)	范巍		
其他公开文献	CN107714091B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种经颅低频超声线性调频脉冲逆转微泡成像方法：低频经颅专用超声线阵换能器发射相位相反的线性调频线性扫描声束或宽波束；对应阵元接收的超声回波信号经采样并转化为射频数据；对射频数据进行脉冲压缩以及将两组脉冲压缩后的相位相反的射频数据进行叠加；将经过叠加的射频数据经延迟校正后进行压缩自适应波束合成；对经过波束合成得到的信号依次进行包络检波及对数压缩。本发明利用低频线性调频信号及多角度复合成像技术，联合突破了颅骨对超声信号的遮挡和屏蔽，实现了高灵敏度的颅内组织超声成像。本发明解决了超声信号经颅骨后严重衰减，使得经颅超声探测深度有限、难以对颅内进行检测成像的难题。

$$y(t) = \sum_{i=1}^N \omega_i(t) r_{di}(t)$$