



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106580369 A

(43)申请公布日 2017. 04. 26

(21)申请号 201611077447.4

(22)申请日 2016.11.30

(71)申请人 珠海威泓医疗科技有限公司

地址 519000 广东省珠海市南屏南湾北路
11号1栋二层

(72)发明人 赵三多 张红卫

(74)专利代理机构 广州市红荔专利代理有限公司
44214

代理人 王贤义

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

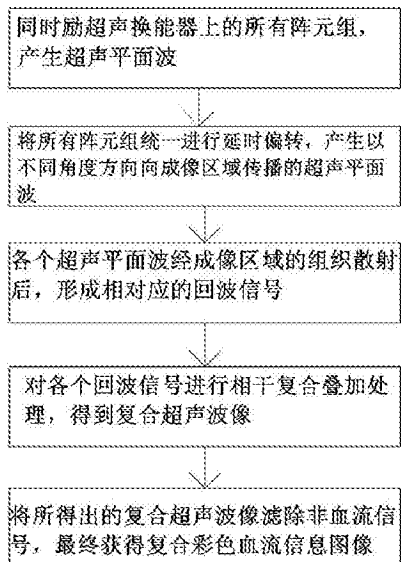
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法

(57)摘要

本发明公开了并提供了一种成像帧频大、成像效率高、成像效果好以及能够复合得出更加精准可靠的彩色血流图像的多角度平面波相干彩色多普勒成像方法。本发明由于采用同时激励超声换能器上的所有有阵元组来产生超声平面波来代替以往的逐点发射超声波,使得整体成像时间有效地缩短,而且也有效地减小了由于时间差叠加而产生的成像误差,提高了成像的效率;又由于将多个平面波采用延时偏转的方式传播至成像区域中,再通过将各个回波信号进行相干复合,从而得出精准的、实时的复合图像,而将该图像经滤除非血流信号及计算后,还能够得出精准可靠的彩色血流图像。本发明适用于超声成像领域。



1. 一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法,其特征在于,该方法包括以下步骤:

(1) 将由若干个超声换能器组成的阵元组置于成像区域上,同时激励所有所述超声换能器,使所述阵元组产生一个向成像区域传播的超声平面波;

(2) 将步骤(1)中的所述阵元组统一进行延时偏转,产生以不同角度方向向成像区域传播的超声平面波;

(3) 步骤(2)中产生的每个角度方向的所述超声平面波经成像区域的组织散射后,形成与各个所述超声平面波相对应的回波信号;

(4) 将在步骤(3)中的各个所述回波信号进行相干复合叠加处理,得到一个基于成像区域的复合超声波像;

(5) 滤除步骤(4)所得出的复合超声波像的非血流信号,最终获得复合彩色血流信息图像。

2. 根据权利要求1所述的一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法,其特征在于:所述超声平面波平行于所述超声换能器的发射面。

3. 根据权利要求1所述的一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法,其特征在于:各个所述回波信号被所述阵元组依次回收。

4. 根据权利要求3所述的一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法,其特征在于:每个所述超声平面波传播到成像区域的时间加上相对应的所述回波信号传播到换能器阵元组的传播时间的总时间 τ 为

$$\tau(x_1, x, z) = z/c + \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2} / c \quad (1),$$

其中 x 为超声平面波的发射位置于沿超声换能器排列方向上的点的位置数值, z 为成像区域的深度, x_1 为接收与 x 处超声平面波相对应的回波信号的阵元组的位置数值。

5. 根据权利要求4所述的一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法,其特征在于:所述步骤(2)和(3)中,所述超声平面波的传播偏转角为 α ,各阵元按 $\tan \alpha$ 的关系延时发射和接收,超声平面波传播到点 (x, z) 时间 τ_{ec} 为

$$\tau_{ec}(\alpha, x, z) = (z \cos \alpha + x \sin \alpha) / c \quad (2),$$

替换所述公式(1)中的超声平面波传播时间,按照超声延时叠加原理,在成像区域上每点 (x, z) 回波的权值为

$$s(x, z, \alpha) = \int_{-a}^{+a} RF[x_1, \tau(x_1, x, z, \alpha)] dx_1 \quad (3),$$

其中,阵元孔径的大小为 $2a$,所述阵元孔径的大小小于所述声波换能器阵列总长度, RF 为每个阵元接收到的超声射频信号。

6. 根据权利要求5所述的一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法,其特征在于,所述步骤(4)的过程如下:所述阵元组统一进行延时偏转发射 n 个所述超声平面波的角度为 α_i ($i=1, \dots, n$),每一个所述超声平面波分别得到一幅图像 $s(x, z, \alpha_i)$,则 n 幅图像根据公式

$$CI(x, z) = \sum_{i=1}^n s(x, z, \alpha_i) \quad (4)$$

进行相干叠加得到复合超声波像。

7. 根据权利要求6所述的一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法,其特征在于,所

述步骤(5)的过程如下:所述复合超声波像中图像区域内各点射频信号 $CI(x, z)$ 经过正交调制得到正交信号;对于每一像素点,在时间轴上采集若干帧,组合成一组慢时信号;根据成像区域内的血管壁和血流的频谱特征,选取合适的截止频率,设计高通滤波器滤除静态信号,提取多普勒信号 $S_D(x, z)$,根据公式计算血流多普勒信号平方均值,即信号功率

$$Power(x, z) = \frac{1}{N_D} S_D(x, z) S_D^*(x, z) \quad (5),$$

其中, N_D 为慢时信号长度,设置特定阈值,伪彩色编码显示血流的信号强度,从而最终获得复合彩色血流信息图像。

一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法。

背景技术

[0002] 超声影像在医学诊断中具有安全、无创、廉价、实时成像等优点,经过了半个世纪的发展,已经成为医院应用最广泛的影像诊断设备之一。超声波回波信号不仅能够用于组织机构成像,还能实时提供检测目标的运动信息。在人体血管中,红细胞、血小板等血浆成分受血液循环驱动,以不同的速度流动着,超声多普勒成像基于超声波信号和血液散射体之间的多普勒效应,除了能够提供血管的形态图像,还可以用于血流速度、流动稳定性等血流动力学信息的检测或者判定,据此,可将多普勒在血流上的应用分为两大类:脉冲或连续多普勒频谱分析和彩色编码速度或功率血流成像。这些信息为心血管疾病的诊断提供了定量或定性的依据。

[0003] 多普勒频谱分析具有出色的时间分辨率,可提供特定深度上血流定量信息。然而,血流的定量分析通常需要上千赫兹的超声脉冲重复频率,而传统成像的帧频仅为几十赫兹,因此,仅限于成像区域内单点或若干点计算多普勒频谱。同时,以往的超声波脉冲发射都是采用阵元发射点逐点发射,这就使得超声波成像的时间误差大,使得最终的成像与现实误差较大。

发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题是克服现有技术的不足,提供一种成像帧频大、成像效率高、成像效果好以及能够复合得出更加精准可靠的彩色血流图像的多角度平面波相干彩色多普勒成像方法。

[0005] 本发明所采用的技术方案是:本发明包括以下步骤:

(1) 将由若干个超声换能器组成的阵元组置于成像区域上,同时激励所有所述超声换能器,从而产生一个向成像区域传播的超声平面波;

(2) 将步骤(1)中的所述阵元组统一进行延时偏转,产生以不同角度方向向成像区域传播的超声平面波;

(3) 步骤(2)中产生的每个角度方向的所述超声平面波经成像区域的组织散射后,形成与各个所述超声平面波相对应的回波信号;

(4) 将在步骤(3)中的各个所述回波信号进行相干复合叠加处理,得到一个基于成像区域的复合超声波像;

(5) 滤除步骤(4)所得出的复合超声波像的非血流信号,最终获得复合彩色血流信息图像。

[0006] 所述超声平面波平行于所述超声换能器的发射面。

[0007] 各个所述回波信号被所述阵元组依次回收。

[0008] 每个所述超声平面波传播到成像区域的时间加上相对应的所述回波信号传播到

换能器阵元组的传播时间的总时间 τ 为

$$\tau(x_1, x, z) = z/c + \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2} / c \quad (1)$$

其中 x 为超声平面波的发射位置于沿超声换能器方向上的点的位置数值, z 为成像区域的深度, x_1 为接收与 x 处超声平面波相对应的回波信号的阵元组的位置数值。

[0009] 所述步骤(2)和(3)中,所述超声平面波的传播偏转角为 α ,各阵元按 $\tan \alpha$ 的关系延时发射和接收,超声平面波传播到点 (x, z) 时间 τ_{ec} 为

$$\tau_{ec}(\alpha, x, z) = (z \cos \alpha + x \sin \alpha) / c \quad (2)$$

替换所述公式(1)中的超声平面波传播时间,按照超声延时叠加原理,在成像区域上每点 (x, z) 回波的权值为

$$s(x, z, \alpha) = \int_{-a}^{a+b} RF[x_1, \tau(x_1, x, z, \alpha)] dx_1 \quad (3),$$

其中,阵元孔径大小为 $2a$,所述阵元孔径大小小于所述声波换能器阵列总长度,RF为每个阵元接收到的超声射频信号。

[0010] 在所述步骤(4)中,所有所述阵元组统一进行延时偏转发射 n 个所述超声平面波的角度为 α_i ($i=1, \dots, n$),每一个所述超声平面波分别得到一幅图像 $s(x, z_i, \alpha_i)$,则 n 幅图像根据公式

$$CI(x, z) = \sum_{i=1}^n s(x, z, \alpha_i) \quad (4)$$

进行相干叠加得到复合超声波像。

[0011] 在所述步骤(5)中,所述复合超声波像中图像区域内各点射频信号 $CI(x, z)$ 经过正交调解得到正交信号;对于每一像素点,在时间轴上采集若干帧,组合成一组慢时信号;根据成像区域内的血管壁和血流的频谱特征,选取合适的截止频率,设计高通滤波器滤除血管壁等静态信号,提取多普勒信号 $S_D(x, z)$,根据公式计算血流多普勒信号平方均值,即信号功率

$$Power(x, z) = \frac{1}{N_D} S_D(x, z) S_D^*(x, z) \quad (5)$$

其中, N_D 为慢时信号长度,设置特定阈值,伪彩色编码显示血流的信号强度,从而最终获得复合彩色血流信息图像。

[0012] 本发明的有益效果是:在本发明中,由于采用同时激励超声换能器上的所有有阵元组来产生超声平面波来代替以往的逐点发射超声波,使得整体成像时间有效地缩短,而且也有效地减小了由于时间差叠加而产生的成像误差,提高了成像的效率;又由于将多个平面波采用延时偏转的方式传播至成像区域中,再通过将各个回波信号进行相干复合,从而得出精准的、实时的复合图像,而将该图像经滤除非血流信号及计算后,还能够得出精准可靠的彩色血流图像。

附图说明

[0013] 图1是本发明的步骤简图;

图2是本发明的超声平面波单一传播时间示意图；

图3是本发明的超声平面波延时偏转传播时间示意图。

具体实施方式

[0014] 如图1、图2、图3所示，本发明包括以下步骤：

(1) 将由若干个超声换能器组成的阵元组置于成像区域上，同时激励所有所述超声换能器，从而产生一个向成像区域传播的超声平面波；

(2) 将步骤(1)中的所述阵元组统一进行延时偏转，产生以不同角度方向向成像区域传播的超声平面波；

(3) 步骤(2)中产生的每个角度方向的所述超声平面波经成像区域的组织散射后，形成与各个所述超声平面波相对应的回波信号；

(4) 将在步骤(3)中的各个所述回波信号进行相干复合叠加处理，得到一个基于成像区域的复合超声波像；

(5) 滤除步骤(4)所得出的复合超声波像的非血流信号后再通过彩色多普勒成像算法最终获得复合彩色血流信息图像。

[0015] 所述超声平面波平行于所述超声换能器的发射面。

[0016] 各个所述回波信号被所述阵元组依次回收。

[0017] 每个所述超声平面波传播到成像区域的时间加上相对应的所述回波信号传播到换能器阵元组的传播时间的总时间 τ 为

$$\tau(x_1, x, z) = z/c + \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2} / c \quad (1)$$

其中 x 为超声平面波的发射位置于沿超声换能器方向上的点的位置数值， z 为成像区域的深度， x_1 为接收与 x 处超声平面波相对应的回波信号的阵元组的位置数值。

[0018] 在所述步骤(2)和(3)中，所述超声平面波的发射偏转角为 α ，各阵元按 $\tan \alpha$ 的关系延时发射和接收，超声平面波传播到点 (x, z) 时间 τ_{ec} 为

$$\tau_{ec}(\alpha, x, z) = (z \cos \alpha + x \sin \alpha) / c \quad (2)$$

替换所述公式(1)中的超声平面波传播时间，按照超声延时叠加原理，在成像区域上每点 (x, z) 回波的权值为

$$s(x, z, \alpha) = \int_{-a}^a RF[x_1, \tau(x_1, x, z, \alpha)] dx_1 \quad (3)$$

其中，阵元孔径大小为 $2a$ ，所述阵元孔径大小小于所述声波换能器阵列总长度， RF 为每个阵元接收到的超声射频信号。

[0019] 在所述步骤(4)中，所有所述阵元组统一进行延时偏转发射 n 个所述超声平面波的角度为 α_i ($i=1, \dots, n$)，每一个所述超声平面波分别得到一幅图像 $s(x, z, \alpha_i)$ ，则 n 幅图像根据公式

$$CI(x, z) = \sum_{i=1}^n s(x, z, \alpha_i) \quad (4)$$

进行相干叠加得到复合超声波像。

[0020] 若超声成像的成像区域，也就是感兴趣区域深度为 Z ，则一副超声平面波图像的帧

频 $F_{flat}=c/2Z$,其中声速 c 约为1540m/s。由 n 个偏转角度平面波复合成一幅图像的帧频 $F_{comp}=F_{flat}/n$ 。假设成像深度为5cm,15个偏转角度,则 $F_{flat}=15400\text{Hz}$, $F_{comp}=1026\text{Hz}$ 。128线聚焦超声的帧频 $F_{focus}=120\text{Hz}$ 。计算中忽略每次超声发射和接收转换的死区时间和数据传输时间。从帧频计算结果可以看出本发明的帧数远大于传统聚焦成像。

[0021] 在所述步骤(5)中,所述复合超声波像中图像区域内各点射频信号 $CI(x,z)$ 经过正交解调得到正交信号;对于每一像素点,在时间轴上采集若干帧,组合成一组慢时信号;根据成像区域内的血管壁和血流的频谱特征:血管壁等准静态组织在频域上表现为低频信号,而血流变化产生多普勒频移,表现为对应的高频信号,选取合适的截止频率,设计高通滤波器滤除血管壁等静态信号,提取多普勒信号 $S_D(x,z)$,根据公式计算血流多普勒信号平方均值,即信号功率

$$Power(x,z)=\frac{1}{N_D}S_D(x,z)S_D^*(x,z) \quad (5)$$

其中, N_D 为慢时信号长度,设置特定阈值,伪彩色编码显示血流的信号强度,从而最终获得精准可靠的复合彩色血流信息图像。血流信号多普勒功率强度通常和血管内的血容量成比例,色彩越亮,该像素点所占体素的血容量越大。

[0022] 本发明适用于超声成像领域。

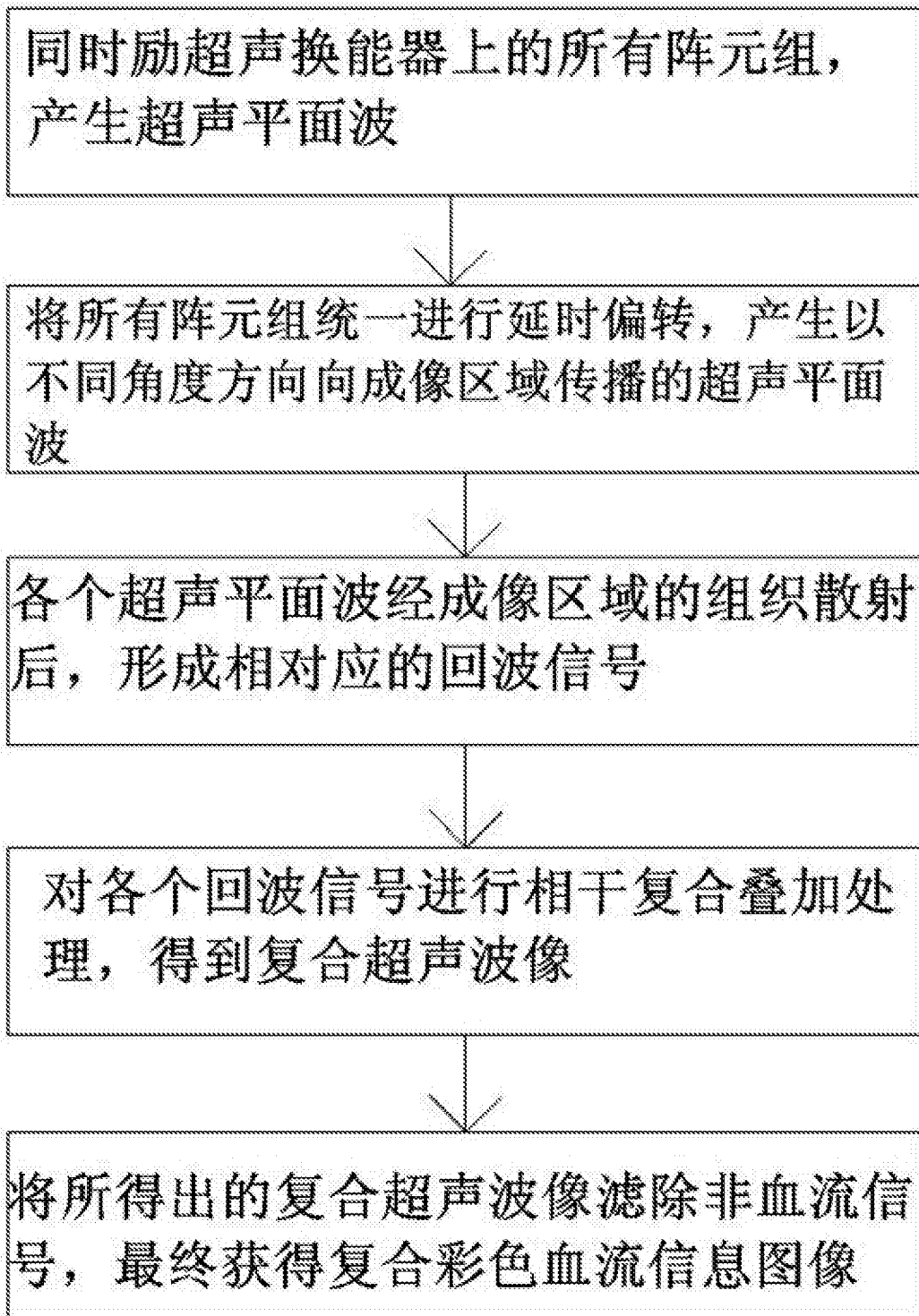


图1

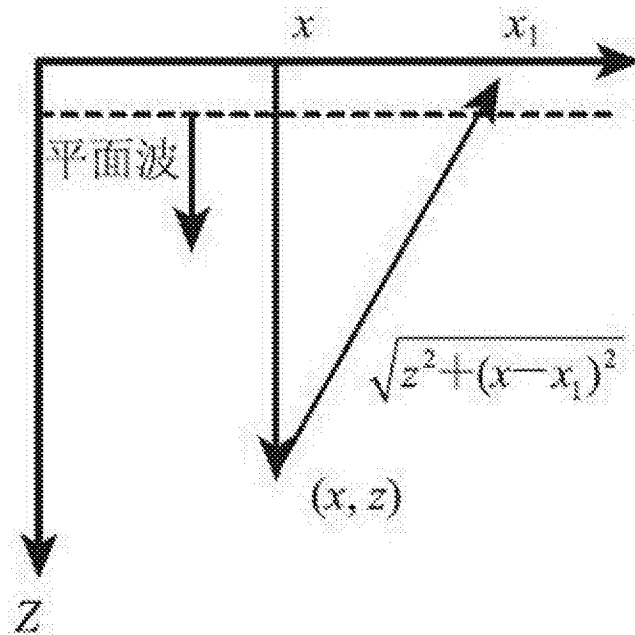


图2

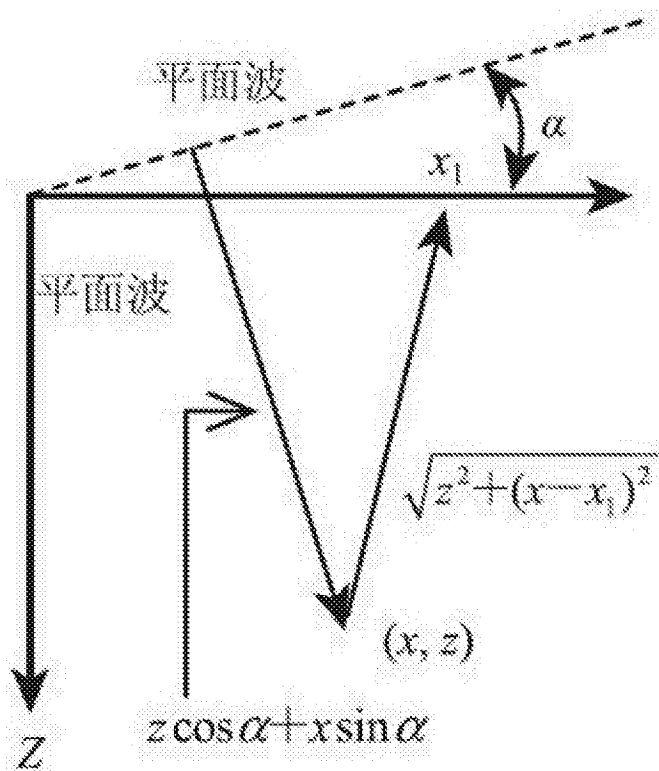


图3

专利名称(译)	一种多角度平面波相干彩色多普勒成像方法		
公开(公告)号	CN106580369A	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	CN201611077447.4	申请日	2016-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	珠海威泓医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	珠海威泓医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	珠海威泓医疗科技有限公司		
[标]发明人	赵三多 张红卫		
发明人	赵三多 张红卫		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/4488 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5269		
代理人(译)	王贤义		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了并提供了一种成像帧频大、成像效率高、成像效果好以及能够复合得出更加精准可靠的彩色血流图像的多角度平面波相干彩色多普勒成像方法。本发明由于采用同时激励超声换能器上的所有阵元组来产生超声平面波来代替以往的逐点发射超声波，使得整体成像时间有效地缩短，而且也有效地减小了由于时间差叠加而产生的成像误差，提高了成像的效率；又由于将多个平面波采用延时偏转的方式传播至成像区域中，再通过将各个回波信号进行相干复合，从而得出精准的、实时的复合图像，而将该图像经滤除非血流信号及计算后，还能够得出精准可靠的彩色血流图像。本发明适用于超声成像领域。

