



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101305925 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 03

(21) 申请号 200810037432. 4

(22) 申请日 2008. 05. 15

(73) 专利权人 上海理工大学

地址 200093 上海市杨浦区军工路 516 号

专利权人 上海瑞影医疗科技有限公司

(72) 发明人 郑政 黄云开 杨柳

(74) 专利代理机构 上海申汇专利代理有限公司

31001

代理人 吴宝根

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 201200425 Y, 2009. 03. 04, 权利要求

1-3.

审查员 薛林

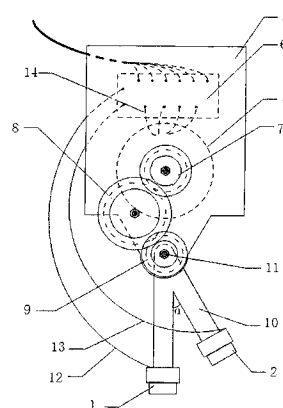
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声扫描探头

(57) 摘要

本发明公开了一种超声扫描探头, 它将普通超声扫描探头上单晶片换能器替换为双换能器, 分别由两组独立电路驱动发射与接收。两个换能器在同一扫描平面上, 在不同距离的发射点, 进行发射脉冲并接收回波, 由此得到的两组回波可通过波形平移, 延时与相乘处理, 消除多次反射造成的混响伪像, 以改善二维或三维超声生物测量的准确性以及超声成像的质量。



1. 一种超声扫描探头,包括探头固定架、电机、传动齿轮、转动轴、换能器座和超声换能器,电机固定在探头固定架上,电机带动传动齿轮,传动齿轮通过转动轴驱动换能器座运动,超声换能器固定在换能器座上,其特征在于所述固定于换能器座上的超声换能器为在同一扫描平面上两个换能器,并分别配有两组独立的激励与接收电路,驱动发射脉冲信号并接收回波信号,得到两组不同发射距离的回波。

2. 根据权利要求1所述的超声扫描探头,其特征在于所述的得到不同发射距离的两组回波,将其中一组进行平移,将对同一目标点扫描的两波形归为一组,进行延时对齐。

3. 根据权利要求1所述的超声扫描探头,其特征在于所述电机带动转动传动齿轮,所述的两个换能器以所述换能器座的转动轴心为圆心,径向相差恒定距离,角度相差为换能器步进角度的整数倍。

4. 根据权利要求1所述的超声扫描探头,其特征在于所述电机带动直线传动齿轮,所述的两个换能器在换能器座的移动方向上相差距离为换能器座步进距离的整数倍,在扫描方向上相差恒定距离。

5. 一种超声扫描探头,包括探头固定架、电机、传动齿轮、转动轴、换能器座和超声换能器,电机固定在探头固定架上,电机带动传动齿轮,传动齿轮通过转动轴驱动换能器座运动,超声换能器固定在换能器座上,其特征在于还包括晶片,所述换能器座上装有单个换能器,单个换能器上装有两块晶片,两块晶片分别配有两组独立的激励与接收电路,发射距离上相差恒定距离,互相不接触,构成分割式换能器,发射距离上的差异,得到对于同一目标点在不同发射距离上的两组回波,对回波进行延时对齐。

6. 根据权利要求5所述的超声扫描探头,其特征在于所述两块晶片为两独立同心的半圆晶片,分列两边,构成一圆形换能器。

7. 根据权利要求5所述的超声扫描探头,其特征在于所述两块晶片为两独立同心的晶片,嵌套构成一圆形换能器。

8. 一种超声扫描探头,包括移动电机、齿轮、换能器座和超声换能器,其特征在于移动电机安装在换能器座上,电机带动齿轮,驱动超声换能器进行扫描方向上位移,所述超声换能器配有两组独立的激励与接收电路,驱动发射脉冲信号并接收回波信号,得到两组不同发射距离的回波。

9. 根据权利要求1、5或8所述的超声扫描探头,其特征在于所述得到两组不同发射距离的回波取包络,根据设定的阈值进行二值化处理,并且将同一目标点在不同发射距离上所得到的波形进行“与”操作。

10. 根据权利要求1、5或8所述的超声扫描探头,其特征在于所述得到两组不同发射距离的回波进行相乘处理。

超声扫描探头

技术领域

[0001] 本发明涉及一种扫描装置,特别涉及一种医学超声扫描探头装置。

背景技术

[0002] 目前,机械扫描式 B 超仪中,扫描是由电机驱动压电换能器的往复旋转实现的,机械探头中通常只有一片单元式的圆盘形压电换能器,并且由一驱动机构使换能器绕某一轴线往返摆动或绕轴旋转。由此换能器所发射和接收的超声波束按一定规则扫查过一个平面,使得 B 超仪显示截面的二维灰阶声像图。但是,由于被探测组织和探头之间的多次反射回波,使超声成像中会产生混响伪像,容易造成超声诊断、检测中的错误判断。混响伪像是由于超声回波在换能器表面发生反射再次进入人体组织,而在第一个回波的整数倍深度处产生新的回波,与深层组织的第一次回波幅值相当,难以直观区分,产生重影,不能真实反映人体组织结构。在利用超声进行生物测量的场合,尤其测量大界面组织中,这种混响伪像会干扰组织的真实回波,二者很难区分,使得自动测量不能进行,或者误差过大而失去实用价值。

发明内容

[0003] 本发明是针对现有超声成像存在混响伪像容易造成超声诊断、检测中的错误判断问题,提出了一种超声扫描探头,能够克服现有的单换能器扫描探头产生混响伪像的不足,进行二维超声扫描,而且能方便地消除多次反射产生的伪像,改善超声生物测量的准确性以及超声成像的质量。此外在现有探头的基础上增加一只电机还可进行三维扫描。

[0004] 本发明的技术方案为:一种超声扫描探头,包括探头固定架、电机、传动齿轮、转动轴、换能器座和超声换能器,电机固定在探头固定架上,电机带动传动齿轮,传动齿轮通过转动轴驱动换能器座运动,超声换能器固定在换能器座上,所述固定于换能器座上的超声换能器,由驱动电路驱动发射脉冲信号并接收回波信号,得到两组不同发射距离的回波。

[0005] 所述的换能器采用在同一扫描平面上两个换能器,并分别配有两组独立的激励与接收电路,得到有固定距离的两组回波波形,将其中一组进行平移,将对同一目标点扫描的两波形归为一组,进行延时对齐。所述电机带动转动传动齿轮,所述的两个换能器以所述换能器座的转动轴心为圆心,径向相差恒定距离,角度相差为换能器步进角度的整数倍。所述电机带动直线传动齿轮,所述的两个换能器在换能器座的移动方向上相差距离为换能器座步进距离的整数倍,在扫描方向上相差恒定距离。

[0006] 一种超声扫描探头,包括探头固定架、电机、传动齿轮、转动轴、换能器座和超声换能器,电机固定在探头固定架上,电机带动传动齿轮,传动齿轮通过转动轴驱动换能器座运动,超声换能器固定在换能器座上,还包括晶片,所述换能器座上装有单个换能器,单个换能器上装有两块晶片,两块晶片分别配有两组独立的激励与接收电路,发射距离上相差恒定距离,互相不接触,构成分割式换能器,发射距离上的差异,得到对于同一目标点在不同发射距离上的两组回波,对回波进行延时对齐。所述两块晶片为两独立同心的半圆晶片,分

列两边,构成一圆形换能器。所述两块晶片为两独立同心的晶片,嵌套构成一圆形换能器。

[0007] 一种超声扫描探头,包括移动电机、齿轮、换能器座和超声换能器,移动电机安装在换能器座上,电机带动齿轮,驱动超声换能器运动,换能器配有两组独立的激励与接收电路,得到两组不同发射距离的回波。

[0008] 所述得到两组不同发射距离的回波取包络,根据设定的阈值进行二值化处理,并且将同一目标点在不同发射距离上所得到的波形进行“与”操作。所述得到两组不同发射距离的回波进行相乘处理。

[0009] 本发明的有益效果在于:可以发挥机械扫描探头,其探头机构体积小,扫描范围大的优点。同时能够有效地消除混响伪像,改善生物测量的准确性以及超声成像的质量。

附图说明

[0010] 图 1 是本发明超声扫描探头中双换能器分别扫描同一待测器官的示意图;

[0011] 图 2 是本发明超声扫描探头扫描波形及经过处理的射频信号示意图;

[0012] 图 3 是本发明超声扫描探头的电路原理框图;

[0013] 图 4 是本发明超声扫描探头中扇形扫描探头实施例的结构示意图;

[0014] 图 5 是本发明超声扫描探头中扇形扫描探头实施例的侧面结构示意图;

[0015] 图 6 是本发明超声扫描探头中与扫描波形对应的扫描探头位置示意图;

[0016] 图 7 是本发明超声扫描探头中直线扫描探头实施例的结构示意图;

[0017] 图 8 是本发明超声扫描探头中只带一个超声换能器实施例的结构示意图;

[0018] 图 9 是本发明超声扫描探头中同心半圆超声扫描探头实施例的结构示意图;

[0019] 图 10 是本发明超声扫描探头中同心超声扫描探头实施例的结构示意图;

[0020] 图 11 是本发明超声扫描探头扫描波形及经过处理的波形原理图。

具体实施方式

[0021] 图中附图标记为,1. 换能器 1,2. 换能器 2,3. 待测器官,4. 驱动电机,5. 探头固定架,6. 接线电路板,7. 电机驱动齿轮,8. 传动齿轮,9. 换能器齿轮,10. 换能器座,11. 转动轴,12. 换能器 A 的信号线,13. 换能器 B 的信号线,14. 电机控制线,15. 滑动槽,16. 限位螺母,17. 换能器移动电机,18. 换能器位移齿轮,19. 晶片

[0022] 超声扫描探头工作原理:在探头固定架上,电机通过齿轮,驱动换能器座,换能器座的两臂上各固定一个超声换能器,换能器 2 的焦距比换能器 1 的焦距大 $h/2$,其余特性一致,两个换能器在同一扫描平面上,但不同的距离上,作同步扫描运动。两换能器分别引线,由两组独立的电路进行激励与回波接收,得到扫描平面的图像。在扫描过程中,不同距离上的两个换能器,如图 1 所示两换能器分别扫描同一待测器官的示意图,换能器 1 与换能器 2 相差 $h/2$ 的距离,分别扫描同一待测器官,得到两组回波。由于混响伪像是由于超声回波在换能器表面反射再次进入人体组织,在第一次回波,即反映目标真实位置信息的回波的整数倍深度处产生新的回波。图 2 为超声回波的时间-幅度坐标。设超声的传播速度为 c ,如图 2(a) 所示,换能器 1 在发射后的 d/c 时间处产生第一次回波,在第一次回波后 d/c 时间处产生第二次回波,即伪像。如图 2(b) 所示,换能器 2 在发射后的 $(d+h)/c$ 时间处产生第一次回波,在第一次回波后 $(d+h)/c$ 时间处产生第二次回波,即伪像。对 A、B 两组回波作后

期处理,如图 2(c) 所示,将换能器 1 得到的回波延时 h/c 时间,这样换能器 1、2 得到的第一次回波能够在时间轴上对齐,它们的二次回波将会由于 h/c 的时间差而错开。因此将延时而换能器 1 得到的回波与换能器 2 得到的回波作处理后,如图 2(d) 所示,一次回波得到增强,而二次回波得到削弱,达到消除混响伪像的目的。

[0023] 在图 3 所示超声扫描探头的电路原理框图中,整个超声扫描电路由电机控制部分,超声换能器 1 的发射部分 Tx-A、接收部分 Rx-A,超声换能器 2 的发射部分 Tx-A、接收部分 Rx-B,后期信号处理部分组成。电机控制部分,驱动电机 4 转动,换能器座 10 每转过一步,换能器 1、换能器 2 分别由驱动电路作一次发射脉冲与接收回波,直至电机完成一次扫描周期,得到换能器 1、换能器 2 两组波形。然后将两组波形作后期信号处理,以消除混响伪像。

[0024] 如图 4、图 5 所示的实施例,超声探头作扇形扫描,固定在探头架 5 上的电机 4,通过齿轮组 7、8、9 驱动,换能器座 10 围绕转动轴 11 作 90° 的扇形往复摆动,安装在换能器座 10 上的换能器 1 和换能器 2 作同步扇形扫描,连接两换能器的信号传输线 12、13,用来传输发射脉冲与回波信号。两换能器角度的差值 α 为换能器步进角度的整数倍。如图 6(a) 所示,当换能器座 10 转到 a 位置时,两换能器得到 1_a 、 2_a 波形,如图 6(b) 所示,当换能器座 10 转到 b 位置时,两换能器得到 1_b 、 2_b 波形。如图 6(c) 所示,由于波形 1_b 、 2_a 是在同一方向上不同距离上所采集的波形,根据两换能器的角度差值 α ,将相应的波形 1_b 、 2_a 归为一组,进行延时与处理,以消除这一方向上的混响伪像。

[0025] 如图 7 所示的实施例,超声探头作直线扫描,由电机 4 驱动的换能器齿轮 9,带动换能器座 10 在滑动槽上由限位螺母 16 限制作直线运动,安装在换能器座 10 上的换能器 1 和换能器 2 作同步水平扫描。两换能器在换能器座移动方向上距离相差 a ,为换能器步进距离的整数倍,垂直距离相差 $h/2$ 。将两换能器得到的波形根据水平距离差值 a 作相应的平移,使得不同发射距离对于同一目标点所得到的波形对齐成组,然后将成组的波形根据垂直距离 $h/2$ 作延时,进行处理,以消除混响伪像。

[0026] 如图 8 所示的实施例,以一个超声换能器完成两个不同扫描距离换能器的扫描。在超声探头扫描过程中,换能器座 10 每步进一步,换能器 1 由驱动电路发射脉冲信号并接收回波信号,然后由换能器移动电机 17 驱动,带动齿轮 18 将换能器沿着扫描方向移动 $h/2$,再由驱动电路驱动发射脉冲信号并接收回波信号,接着电机驱动换能器沿着扫描方向位移 $h/2$,恢复至初始状态位置,最后换能器座 10 步进至下一个扫描点。这样在同一个扫描点上,能够得到两组不同发射距离的回波。经过后期信号处理,能够消除混响伪像。

[0027] 如图 9 所示的同心半圆超声扫描探头实施例,改造单换能器结构以达到双换能器扫描功能。单换能器上两块独立的晶片的换能器装在同一个换能器座 10 上,两块同心的晶片 19,分列两边,高度相差 $h/2$ 。当换能器座 10 每步进一步,两半圆晶片分别由驱动电路驱动发射脉冲信号并接收回波信号,以扫描过一个平面。得到两组不同发射距离的回波。经过后期信号处理,能够消除混响伪像。

[0028] 如图 10 所示的同心超声扫描探头实施例,是改造单换能器结构以达到双换能器扫描功能的又一实施例。单换能器上两块独立的晶片装在同一个换能器座 10 上,两块同心的晶片 19,一块晶片套于另一块晶片之中,互不接触,高度相差 $h/2$ 。当换能器座 10 每步进一步,两块同心的晶片分别由驱动电路驱动发射脉冲信号并接收回波信号,扫描过一个平面,得到两组不同发射距离的回波。经过后期信号处理,能够消除混响伪像。

[0029] 图 11 所示超声扫描探头扫描波形及经过处理的波形原理图,是得到两组不同发射距离的回波后,信号处理的方法。如图 11(a)、11(b) 所示,将换能器 1 和换能器 2 对同一目标点扫描得到的两组波形,取包络并且通过阈值判断,得到二值化后的回波信号。如图 11(c) 所示,根据换能器 1 和换能器 2 扫描距离的差值 $h/2$,以及超声信号来回程相等的特点,对换能器 A 所得到的回波作 h/c 的延时,使得两换能器所得到信号中的第一次回波对齐,但二次回波即混响伪像由于扫描距离差的存在而错开。将两波形作“与”操作,如图 11(d) 所示,可以有效地消除二次回波,得到扫描对象界面的真实位置信息,以保证超声生物测量的准确度。

[0030] 图 2 所示,是信号后期处理的实例。将换能器 1 和换能器 2 对同一目标点扫描得到的两组波形,取其射频信号。对换能器 1 所得到的回波作 h/c 的延时,使得两换能器所得到信号中的第一次回波对齐,但二次回波即混响伪像由于扫描距离差的存在而错开。将两波形作相乘运算可以抑制混响伪像,以保证超声生物测量的准确度。

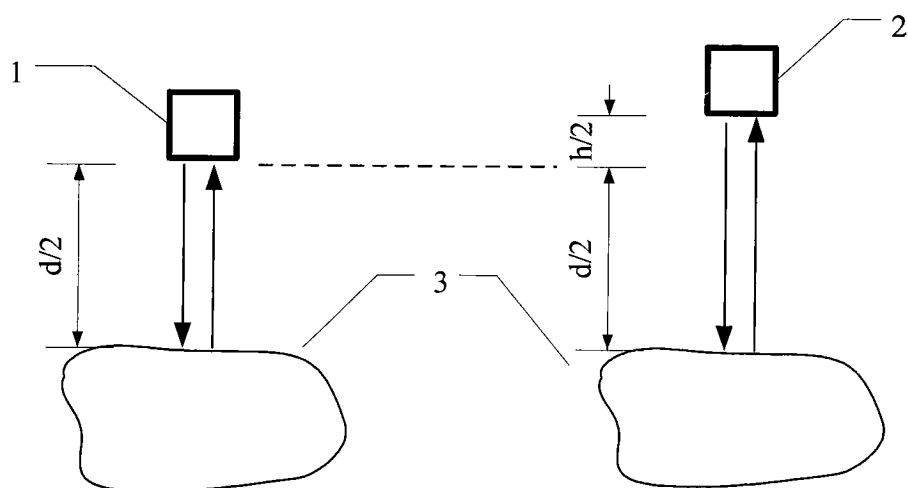


图 1

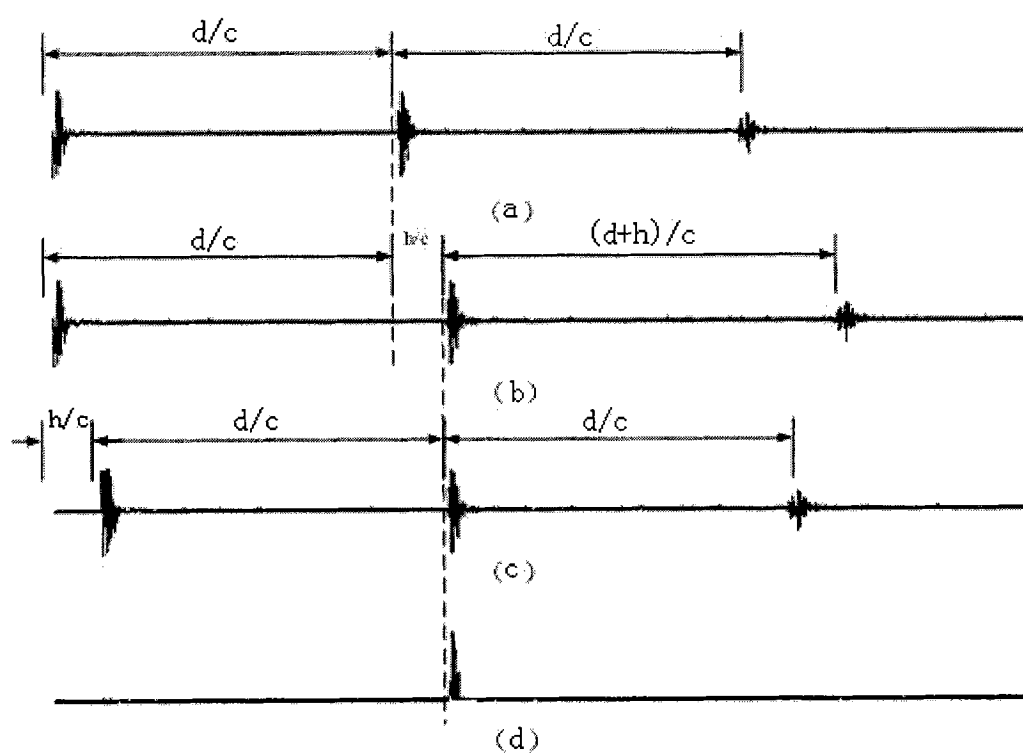


图 2

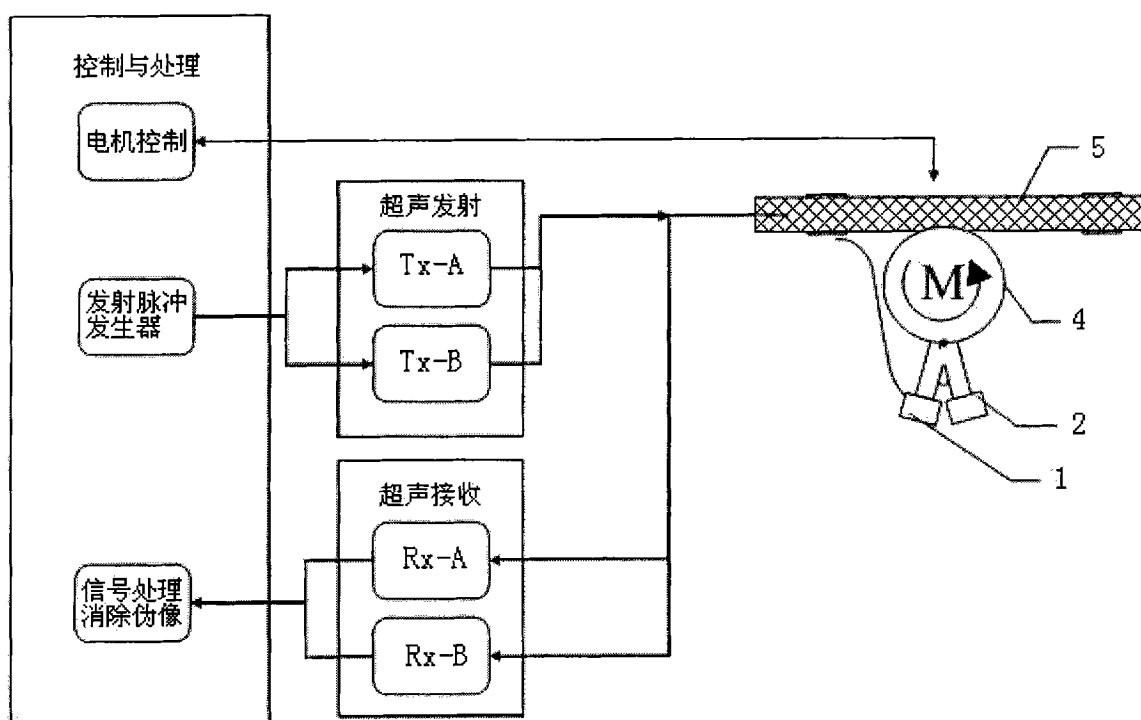


图 3

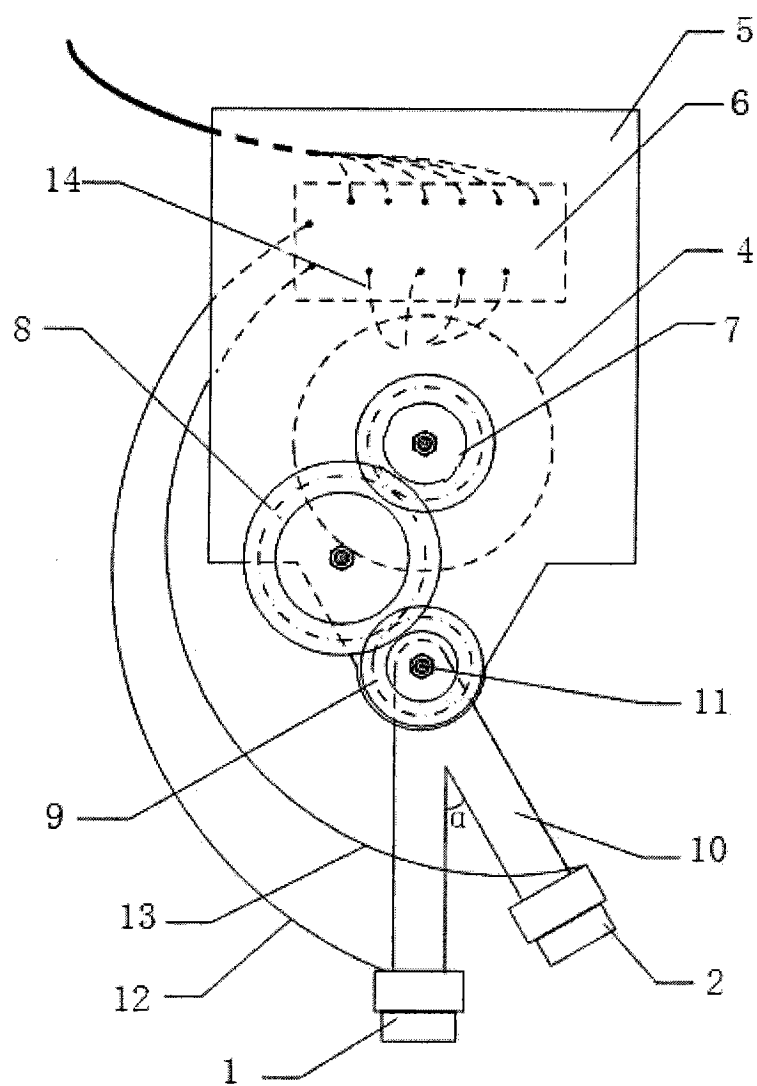


图 4

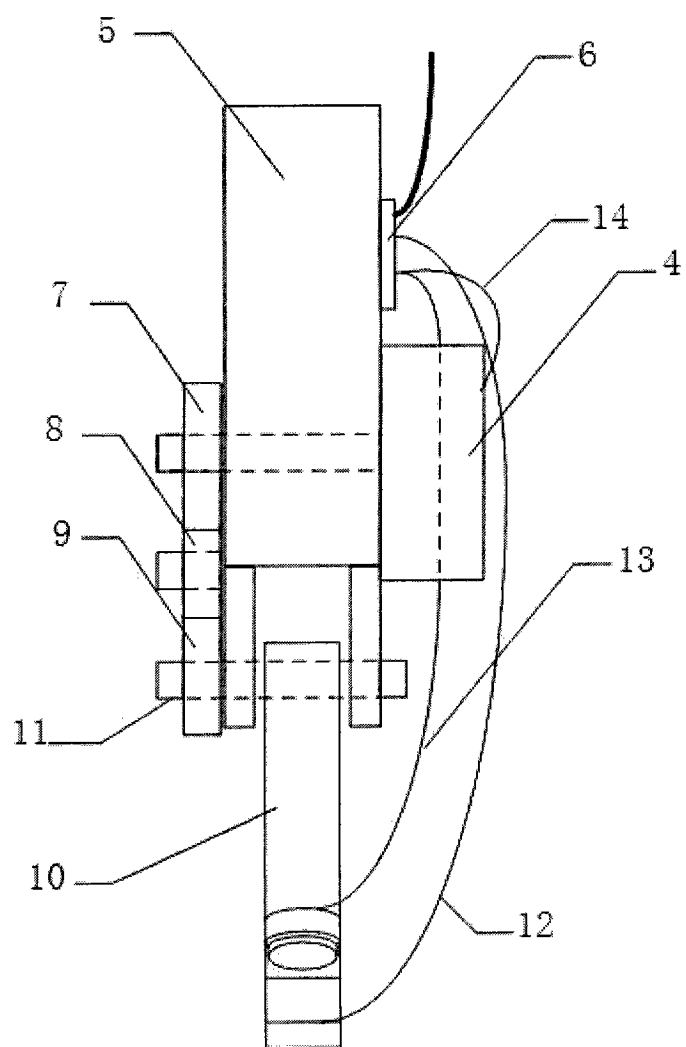
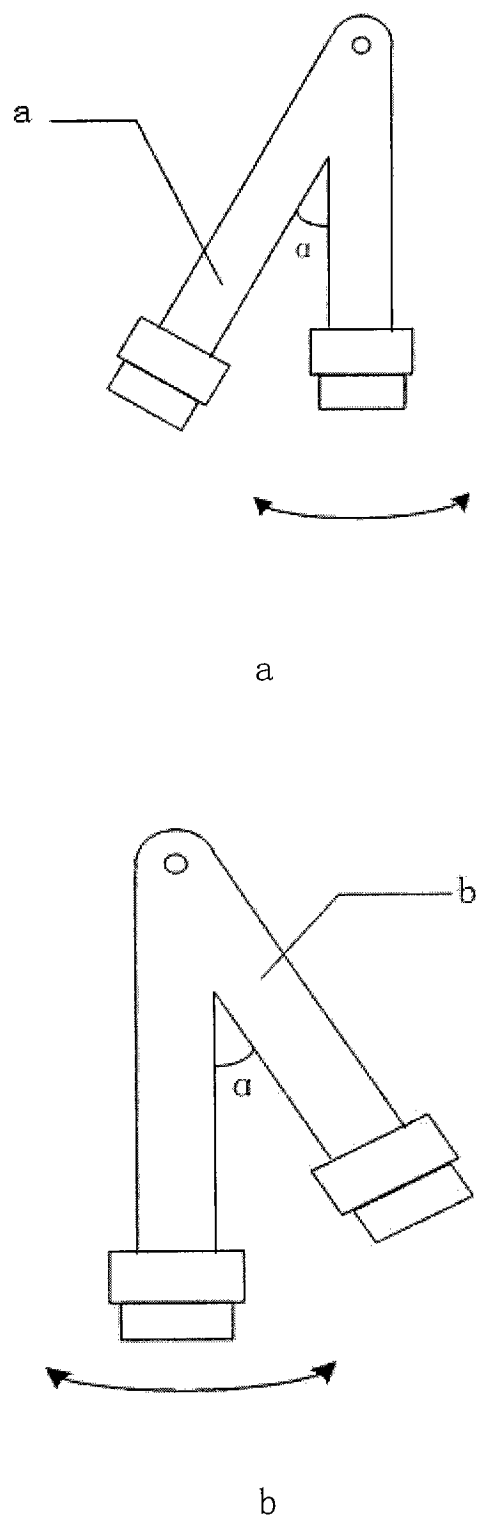


图 5



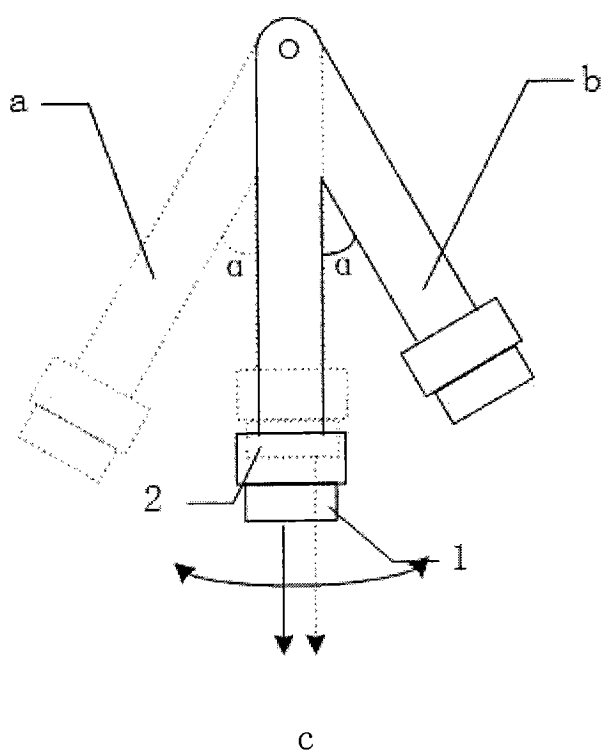


图 6

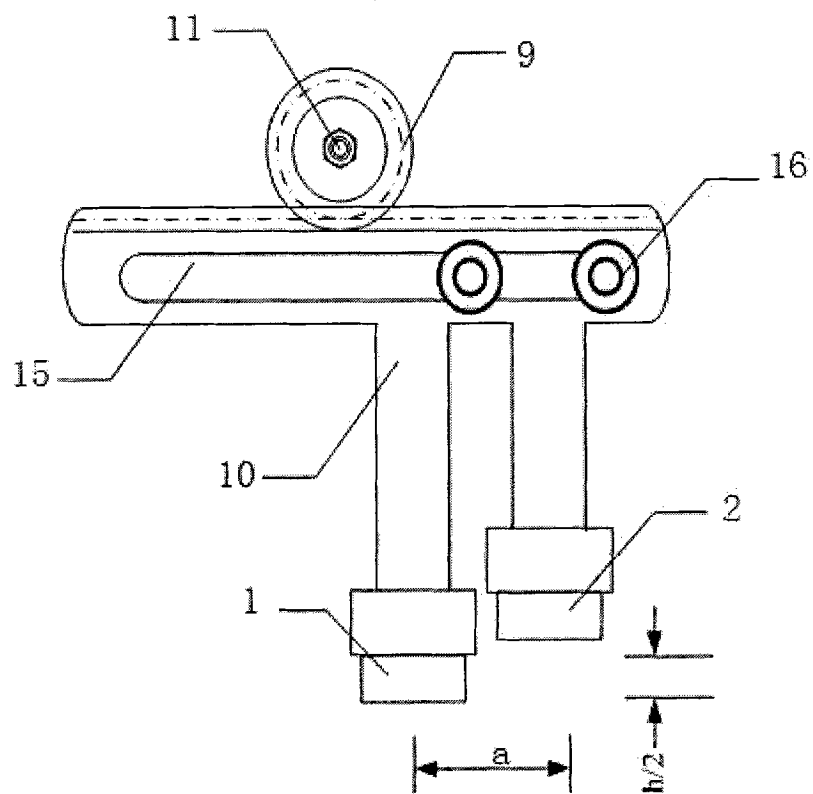


图 7

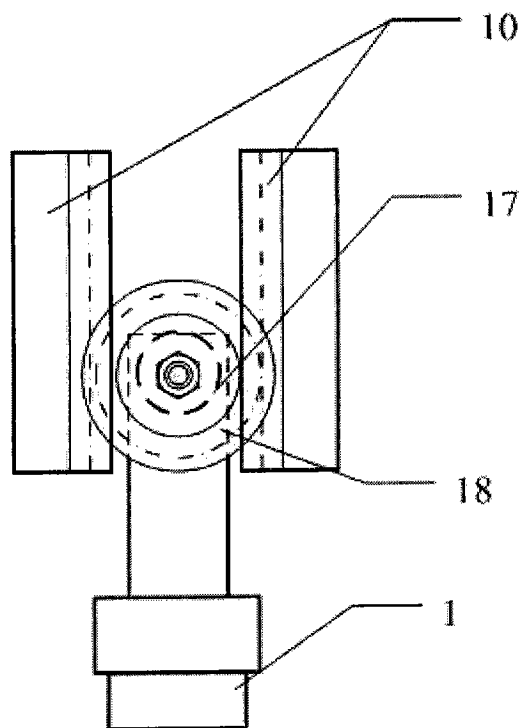


图 8

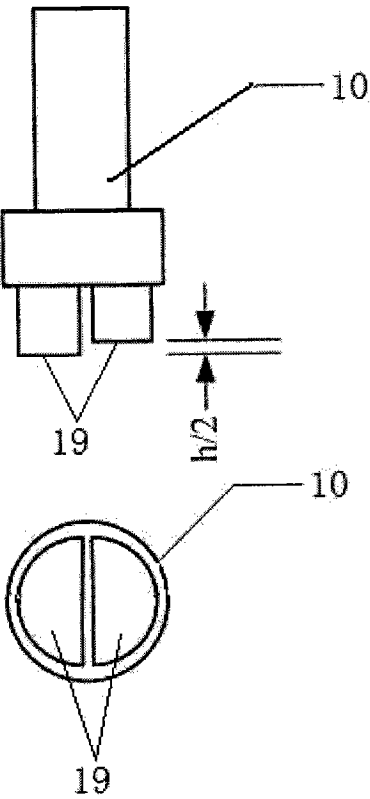


图 9

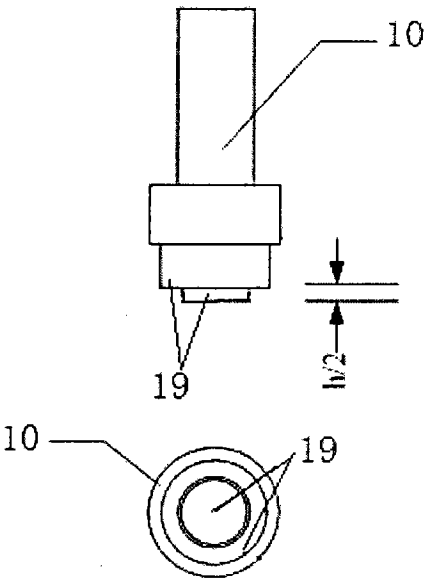


图 10

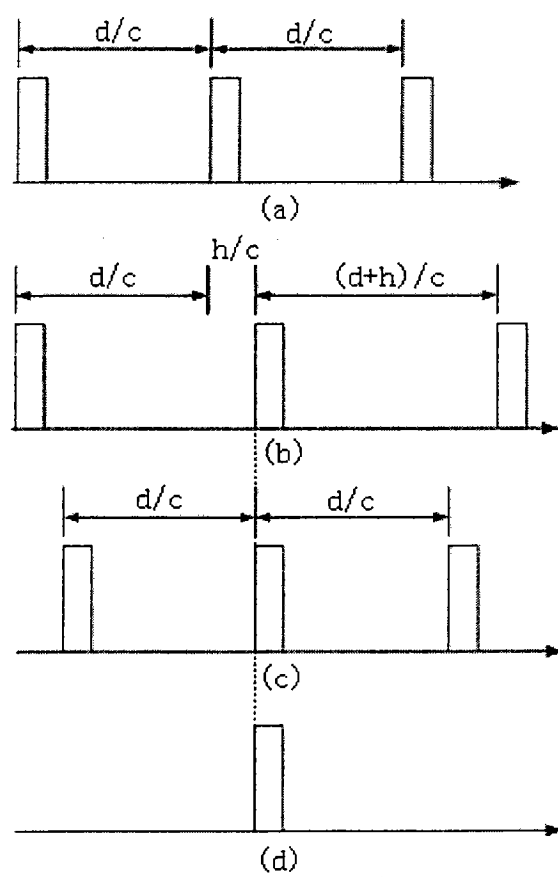


图 11

专利名称(译)	超声扫描探头		
公开(公告)号	CN101305925B	公开(公告)日	2010-11-03
申请号	CN200810037432.4	申请日	2008-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	上海理工大学		
申请(专利权)人(译)	上海理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海理工大学		
[标]发明人	郑政 黄云开 杨柳		
发明人	郑政 黄云开 杨柳		
IPC分类号	A61B8/14		
代理人(译)	吴宝根		
审查员(译)	薛林		
其他公开文献	CN101305925A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声扫描探头，它将普通超声扫描探头上单晶片换能器替换为双换能器，分别由两组独立电路驱动发射与接收。两个换能器在同一扫描平面上，在不同距离的发射点，进行发射脉冲并接收回波，由此得到的两组回波可通过波形平移，延时与相乘处理，消除多次反射造成的混响伪像，以改善二维或三维超声生物测量的准确性以及超声成像的质量。

