

1. 一种超声波成像系统,包括:

一超声波能量转换阵列,由多个超声波能量转换单元所组成,其中这些超声波能量转换单元可以依照一目标区域所需要的一孔径而仅启动这些超声波能量转换单元的一部分,或是仅取被启动的这些超声波能量转换单元中的一部分,其中该超声波能量转换阵列接收不同波前角度的多个反射波,以转换成多个电信号;

一前级图像处理器,接收这些电信号以处理成对应的多个数字子图像;

一后级图像处理器,将这些数字子图像经过相位修正与解调后,还将这些数字子图像做重合以得到一超声波图像;以及

一目标区域关联处理单元,其中该超声波能量转换阵列在第一次取得该超声波图像时是一第一超声波图像,这些超声波能量转换单元全部被启动,并且从该第一超声波图像决定该目标区域,以控制该超声波能量转换阵列依照该目标区域所需要的该孔径而仅启动这些超声波能量转换单元的该部分或是仅取被启动的这些超声波能量转换单元中的该部分,以取得一第二超声波图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声波成像系统,还包括一脉冲控制器,输出多个脉冲信号分别控制这些超声波能量转换单元,其中通过这些脉冲信号的输出延迟,以传送一超声波,该超声波的平面波前依照控制以有不同的行进方向,

其中,该脉冲控制器可以对应该目标区域,仅启动这些超声波能量转换单元的一些数量,这些数量对应该目标区域做传送与接收。

3. 如权利要求 1 所述的超声波成像系统,其中该前级图像处理器包括:

一通道数据单元,接收该超声波能量转换阵列对应这些反射波所转换的这些电信号;

一前级处理单元,将这些电信号进行放大与滤除噪声,得到多组前级放大信号;以及

一模拟到数字转换单元,接收这些组前级放大信号,以转换成这些数字子图像。

4. 如权利要求 1 所述的超声波成像系统,其中该后级图像处理器包括:

一内插与快速傅利叶变换单元,这些数字子图像分别进行采样点内插与快速傅利叶变换到多个频域数字子图像;

一相位修正单元,接收这些频域数字子图像,进行相位修正;

一逆快速傅利叶变换单元,将修正后的这些频域数字子图像转换成在时域的多个图像;

一解调单元,将时域的这些图像解调,移除一基频成份后得到多个子图像;以及

一子图像重合单元,将这些子图像重合成该超声波图像。

5. 如权利要求 4 所述的超声波成像系统,其中该内插与快速傅利叶变换单元包括:

一内插单元,在时域下进行采样点内插,增加采样点数;以及

一二维快速傅利叶变换单元,对该内插单元完成后的一图像点阵进行时域到频域转换,以得到这些频域子图像。

6. 如权利要求 4 所述的超声波成像系统,其中该内插与快速傅利叶变换单元包括:

一二维快速傅利叶变换单元,对这些数字子图像进行时域到频域转换,以得到这些频域子图像;以及

一内插单元,对这些频域子图像分别进行采样点内插,增加采样点数。

7. 如权利要求 1 所述的超声波成像系统,其中这些反射波的数量是奇数个,包含一个

零度波前反射波以及正负波前角度对称的至少一对反射波。

8. 如权利要求 1 所述的超声波成像系统,其中该第一超声波图像与该第二超声波图像针对该目标区域进行一关联运算得到一第三超声波图像,且该第二超声波图像与该第三超声波图像再进行一关联运算得到一第四超声波图像。

9. 如权利要求 1 所述的超声波成像系统,其中根据直接连续量取新的一第五超声波图像与该第二超声波图像进行一关联运算得到一第六超声波图像。

10. 一种超声波成像方法,包括:

提供一超声波能量转换阵列,其中该超声波能量转换阵列是由多个超声波能量转换单元所组成,该超声波能量转换单元可以依照一目标区域所需要的一孔径而仅启动这些超声波能量转换单元的一部分,或是仅取被启动的这些超声波能量转换单元中的一部分,其中该超声波能量转换阵列接收不同波前角度的多个反射波,以转换成多个电信号;

进行第一次超声波成像,包括:

启动全部这些超声波能量转换单元,并接收由一检测目标反射回来的一零度波前反射波与正负波前角度对称的至少一对非零度波前反射波;

进行一前级图像处理步骤,接收该超声波能量转换阵列传来的这些电信号,且处理这些电信号成为多个数字子图像;以及

进行一后级图像处理步骤,将该数字子图像经过相位修正与解调后,还将这些数字子图像做重合以得到一第一超声波图像,其中从该第一超声波图像中决定该目标区域;

进行一第二次超声波成像,包括:

根据该目标区域所需要的该孔径而仅启动这些超声波能量转换单元的该部分,或是仅取被启动的这些超声波能量转换单元中的该部分,重复接收由该检测目标反射回来的该零度波前反射波与正负波前角度对称的至少该对非零度波前反射波,

重复进行该前级图像处理步骤;以及

重复进行该后级图像处理步骤,得到仅属于该目标区域的一第二超声波图像;以及

将该第一超声波图像与该第二超声波图像针对该目标区域进行一关联运算得到一第三超声波图像,且该第二超声波图像与该第三超声波图像再进行一关联运算得到一第四超声波图像。

11. 如权利要求 10 所述的超声波成像方法,其中该前级图像处理步骤包括:

接收该超声波能量转换阵列对应这些反射波所转换的这些电信号;

将这些电信号进行放大与滤除噪声,得到多组前级放大信号;以及

接收这些组前级放大信号,以转换成这些数字子图像。

12. 如权利要求 10 所述的超声波成像方法,其中该后级图像处理步骤包括:

进行内插与快速傅利叶变换步骤,对这些数字子图像分别进行采样点内插与快速傅利叶变换到多个频域数字子图像;

将这些频域数字子图像,进行相位修正;

将修正后的这些频域数字子图像转换成在时域的多个图像;

将时域的这些图像解调,移除一基频成份后得到多个子图像;以及

将这些子图像重合成该第一超声波图像或该第二超声波图像。

13. 如权利要求 12 所述的超声波成像方法,其中该内插与快速傅利叶变换步骤包括:

在时域下进行采样点内插,增加采样点数;以及
对该内插完成后的一图像点阵进行时域到频域转换,以得到这些频域子图像。

14. 如权利要求 12 所述的超声波成像方法,其中该内插与快速傅利叶变换步骤包括:
对这些数字子图像进行时域到频域转换,以得到这些频域子图像;以及
对这些频域子图像分别进行采样点内插,增加采样点数。

超声波能量转换装置以及超声波成像系统与方法

技术领域

[0001] 本公开涉及一种超声波能量转换装置以及超声波成像系统与方法。

背景技术

[0002] 超声波图像已有广泛的应用,其中在医学的应用甚为普遍,例如可以得知人体内部器官的状态。

[0003] 医用超声波图像设备有容易存取、价格低廉、安全性等特性,使得近年来的运用普及率渐渐高于其他的医学图像技术。然而,超声波设备所产生出来的图像必须要有足够的成像质量来提供正确的临床诊断与分析。要有高图像解析度的超声波图像成像技术,其例如是多点聚焦发射方式,然而其会降低图像成像速度,进而图像动态扫描速率。因此图像解析度与成像速度这两点常需有所取舍。

[0004] 超声波图像合成孔径聚焦技术(SAFT, Synthetic Aperture Focusing Technique)最早于1980年代就被提出,且被认定为是一种有效提升图像解析度又不至于降低太多图像动态扫描率的方法。SAFT技术可将接收的超声波通道信号(channel data)于时域或是频域上进行分析。

[0005] 近年来,对于超声波医学诊断的新应用,例如3D超声波、心脏超声波、与弹性图像等需求开始大幅增加,因此若能达成高速成像的条件就能够至少应用于上述超声波等成像方式,才能提供给医师作为临床诊断更多的参考与依据。

发明内容

[0006] 本公开提出一种超声波能量转换装置,包括一超声波能量转换阵列与一脉冲控制器。超声波能量转换阵列由多个超声波能量转换单元所组成,用以接收与传送一超声波。脉冲控制器输出多个脉冲信号分别控制这些超声波能量转换单元,其中通过这些脉冲信号的输出延迟,使所传送的超声波的平面波前,依照控制以有不同的行进方向。脉冲控制器可以对应一目标区域,仅启动这些超声波能量转换单元的一对应部分做传送与接收。

[0007] 本公开提出一种超声波成像系统,包括超声波能量转换阵列、前级图像处理器与后级图像处理器。超声波能量转换阵列,由多个超声波能量转换单元(或阵元)所组成,其中这些超声波能量转换单元可以依照一目标区域所需要的一孔径而仅启动这些超声波能量转换单元的一部分,或是仅取被启动的这些超声波能量转换单元中的一部分。该超声波能量转换阵列接收不同波前角度的多个反射波,以转换成多个电信号。前级图像处理器接收这些电信号以处理成对应的多个数字子图像。后级图像处理器将这些数字子图像经过相位修正与解调后,还将这些数字子图像做重合以得到一超声波图像。

[0008] 本公开提出一种超声波成像方法,包括提供一超声波能量转换阵列,其中该超声波能量转换阵列是由多个超声波能量转换单元组成,这些超声波能量转换单元可以依照一目标区域所需要的一孔径而仅启动这些超声波能量转换单元的一部分,或是仅取被启动的这些超声波能量转换单元中的一部分,其中该超声波能量转换阵列接收不同波前角度的多

个反射波,以转换成多个电信号。此成像方法还包括进行第一次超声波成像,其包括启动全部这些超声波能量转换单元,并接收由一检测目标反射回来的一零度波前反射波与正负波前角度对称的至少一对非零度波前反射波;进行一前级图像处理步骤,接收该超声波能量转换阵列传来的这些电信号,且处理这些电信号成为多个数字子图像;以及进行一后级图像处理步骤,将该数字子图像经过相位修正与解调后,还将这些数字子图像做重合以得到一第一超声波图像,其中从该第一超声波图像中决定该目标区域。此成像方法还包括进行一第二次超声波成像,包括根据该目标区域所需要的该孔径而仅启动这些超声波能量转换单元的该部分,或是仅取被启动的这些超声波能量转换单元中的该部分,重复接收由该检测目标反射回来的该零度波前反射波与正负波前角度对称的至少该对非零度波前反射波;重复进行该前级图像处理步骤;以及重复进行该后级图像处理步骤,得到仅属于该目标区域的一第二超声波图像。成像方法还包括将该第一超声波图像与该第二超声波图像针对该目标区域进行一关联运算得到一第三超声波图像,且该第二超声波图像与该第三超声波图像再进行一关联运算得到一第四超声波图像。

[0009] 为了让本公开的上述特征和优点能更明显易懂,下文特举实施例,并配合附图作详细说明如下。

附图说明

- [0010] 图 1 绘示依据本发明一实施例,超声波发射机制示意图。
- [0011] 图 2 绘示依据本发明一实施例,超声波发射机制示意图。
- [0012] 图 3 绘示依据本发明一实施例,超声波能量转换装置示意图。
- [0013] 图 4 绘示依据本发明一实施例,超声波发射孔径与目标区域的控制示意图。
- [0014] 图 5 绘示依据本发明一实施例,超声波成像系统的功能方块示意图。
- [0015] 图 6A-6C 绘示超声波在不同波前角度所获得子图像示意图。
- [0016] 图 7 绘示依据本发明一实施例,不同数量子图像重合模拟示意图。
- [0017] 图 8 绘示依据本发明一实施例,根据目标区域进行关联运算的机制示意图。
- [0018] 图 9 绘示依据本发明一实施例,相关系数运算的机制与效果示意图。
- [0019] 图 10 绘示依据本发明一实施例,超声波成像系统示意图。

[0020] 【主要元件符号说明】

- [0021] 100 :发射模块
- [0022] 102 :发射延迟量
- [0023] 104 :脉冲信号
- [0024] 108 :超声波能量转换阵列
- [0025] 108a、108b、108c :区域
- [0026] 109 :检测目标
- [0027] 110 :超声波能量转换单元
- [0028] 112 :超声波
- [0029] 114 :波前
- [0030] 116 :行进方向
- [0031] 120 :脉冲控制器

- [0032] 122 :延迟控制单元
- [0033] 124 :高压脉冲单元
- [0034] 150 :接收模块
- [0035] 151 :前级图像处理器
- [0036] 152 :后级图像处理器
- [0037] 200 :反射波
- [0038] 204 :通道数据单元
- [0039] 206 :前级处理单元
- [0040] 208 :模拟到数字转换单元
- [0041] 209、209' :内插与快速傅利叶变换单元
- [0042] 210 :内插单元
- [0043] 212、214 :二维快速傅利叶变换单元
- [0044] 216 :内插单元
- [0045] 218 :相位修正单元
- [0046] 220 :逆快速傅利叶变换单元
- [0047] 222 :解调单元
- [0048] 224 :子图像重合单元
- [0049] 226 :目标区域关联处理单元
- [0050] 230、232、234 :子图像
- [0051] 250 :第一超声波图像
- [0052] 260 :第二超声波图像
- [0053] 262 :第四超声波图像
- [0054] 300 :非目标区域
- [0055] 302 :目标区域
- [0056] 310、312 :超声波图像
- [0057] 314 :权重地图
- [0058] 316 :乘法器
- [0059] 318 :超声波图像
- [0060] 400 :超声波能量转换阵列
- [0061] 402 :多工器
- [0062] 403 :发射接收切换单元
- [0063] 404 :接收模块
- [0064] 408 :处理器
- [0065] 410 :显示器
- [0066] 412 :发射模块
- [0067] 500 :超声波成像系统

具体实施方式

- [0068] 本公开的高速超声波成像机制包含使用多个超声波能量转换单元组成单一阵列

或多个阵列的超声波能量转换装置 (ultrasound transducer) 当作超声波探头,以发射平面波。阵列式由多个超声波能量转换单元所组成的多个通道,以发射一平面波。超声波探头的孔径大小可通过控制通道的开启数量来调整。又通过对通道的输出时间的控制,也可以调整超声波探头有不同入射角度,以进行超声波发射。之后,回波信号接收后可以在频域上进行一系列的处理。

[0069] 超声波探头的孔径大小调整除了可以直接控制阵列对应目标区域 (ROI, region of interest) 的通道启动范围外,也可以通过选择性处理与目标区域相对应的通道信号即可。也就是说,例如超声波能量转换装置的全部通道可以发射与接收,但是仅针对选择的目标区域的通道做后续处理,以减省图像处理时间。不同入射角度的信号被接收与处理后得到多个子图像。对这些子图像再进行图像重合 (image compounding) 重建出新的图像。

[0070] 经此方式进行超声波造影可降低超声波发射能量,达到安全性与节省电能消耗的应用目的,并且选择性的处理通道信号可大幅减少信号处理的时间并提高成像速度 (frame rate),且使用图像重合的技术能够有效降低斑纹噪声 (speckle noise) 并提升图像解析度 (lateral resolution)。

[0071] 以下举一些实施例来说明,但是本公开不仅限于所举的实施例。

[0072] 要得到高速成像的方式其一,例如可以采用使超声波发射源产生平面波信号的发射方式。其只需通过单一次的超声波信号发射,再经探头接收后便能合成出一张图像,能有效减少超声波发射与接收的等待时间并使得成像速度大幅提升。但是这种发射方式由于缺乏超声波信号的聚焦性与强度,因此造成超声波回波信号相对较小,使得接收端信号噪声比 (SNR, Signal-to-Noise Ratio)、图像对比度 (image contrast)、与空间解析度 (spatial resolution) 都低于传统超声波聚焦发射型式所得的图像。本公开提出的方法是以控制阵列式超声波探头中被开启的阵元数量,以达到孔径控制 (aperture adjust) 进行平面波 (plane wave) 发射。利用阵列的每一个阵元间发射时间的延迟 (time delay) 方式可以控制超声波探头产生不同入射角度的入射方式进行平面波发射。

[0073] 在本公开,由于探头发射超声波能量时不需要每一个通道皆参与发射,其每一个通道的信号发射与接收皆对应其中一个探头阵元,且可通过多工器 (MUX) 的选择,控制通道与阵元的对应关系,藉此通道选择的方式能够进行孔径控制,而孔径控制方式进行超声波造影可降低超声波发射能量,达到安全性与节省电能消耗的应用目的。在超声波在造影时,如果探头与组织器官间有相互运动时则可能造成假影 (motion artifact) 的现象。本公开不必将所有阵元接收的通道信号都进行处理,只选择性的处理目标区域相对应的通道信号即可,则可大幅减少信号处理的时间并提高成像速度,因此可有效降低假影产生的情况,可以在心脏超声波,血管造影等的应用。本公开将接收回波所产生的通道信号在频域上进行一系列的运算处理,避免传统方式在时域信号做延迟加总 (delay and sum) 的处理方法,能有效提升运算速度。又,使用图像重合的技术能够有效降低斑纹噪声 (speckle noise) 的产生,因而提升图像解析度 (lateral resolution)。

[0074] 图 1 绘示依据本发明一实施例,超声波发射机制示意图。在本实施例中,超声波为一平面波。参阅图 1,超声波 112 的发射可以通过一发射模块 100 的脉冲控制器 120 来控制,控制所有通道的脉冲信号的发射延迟量 102 为一致时,则可在每一通道在同时间内产生相同的脉冲信号 104 而产生平面超声波。如此,超声波 112 的波前 (wave front) 114 的行进

方向 116 是垂直于超声波能量转换阵列 108 的阵列平面。

[0075] 每一脉冲信号 104 会激发超声波能量转换阵列 108 中的每一超声波能量转换单元 110,且每一超声波能量转换单元 110 皆可用以发射或接收超声波 112,而发射行进方向 116 如图 1 所示。假设垂直于超声波能量转换阵列 108 的角度定义为零度。超声波能量转换单元 110 例如是压电材料,依照电性的脉冲信号 104 激发振动以产生超声波 112。反之,当接收反射回来的超声波时,也会产生电信号由接收模块 150(图 1 未示出)接收,以后续处理组成图像。

[0076] 图 2 绘示依据本发明一实施例,超声波发射机制示意图。参阅图 2,其先描述发射的机制。如果要改变发射的超声波 112 的波前 114 角度,发射模块 100 中的脉冲控制器 120 可以控制脉冲信号 104 之间的时间延迟。详细来说,调整每一个通道的脉冲信号的发射延迟量 102,使每个通道的发射延迟时间依序增加,则可控制每个通道的脉冲信号 104 依序激发超声波能量转换单元 110,如此超声波 112 的波前 114 的行进方向 116 会改变,不再是垂直出射于超声波能量转换阵列 108 的阵列平面。

[0077] 基于上述的操作机制,就实际的操作,在一次的成像,会发出三个以上的奇数个超声波 112,其包括图 1 的零度以外,通过图 2 的机制,也包含正负角度对称的两个超声波 112。图 3 绘示依据本发明一实施例,超声波能量转换装置的示意图。

[0078] 参阅图 3 也同时参阅图 1 的对应部分,超声波能量转换装置包括一脉冲控制单元 120 与一超声波能量转换阵列 108。超声波能量转换阵列 108 由多个超声波能量转换单元 110 所组成,构成平面的一阵列。脉冲控制器 120 输出多个脉冲信号 104 分别控制对应的多个超声波能量转换单元 110,其中通过这些脉冲信号 104 的输出延迟,可以使所传送的超声波 112 的平面波前 114,依照控制以有不同的行进方向 116。

[0079] 于此,脉冲控制器 120 可对应一目标区域,仅启动这些超声波能量转换单元 110 的一些数量。这些数量是对应目标区域做传送与接收。

[0080] 脉冲控制器 120 可以包括一延迟控制单元 122 与高压脉冲单元 124,通过延迟控制单元 122 的时间延迟调整高压脉冲单元 124 所产生脉冲信号 104 的时间。超声波能量转换阵列 108 接收高压脉冲单元 124 产生的脉冲信号 104,进而使超声波能量转换阵列 108 产生超声波 112,其平面波前 114 如图 3 所示。在本实施例中,实线的波前 114 的行进方向 116 是零度。另外以零度为中心,正/负偏离一个角度,例如 1° / -1° ,发出两个角度对称的超声波 112。此两个波前角度对称的超声波 112 的效用有助于消除图像的旁瓣 (sidelobe) 噪声,其会于后面说明。

[0081] 图 4 绘示依据本发明一实施例,超声波发射孔径与目标区域的控制示意图。参阅图 4,对于超声波能量转换阵列 108 而言,其包含多个超声波能量转换单元 110,超声波能量转换单元 110 可以依照一目标区域 108b 所需要的一孔径而仅启动超声波能量转换单元 110 的一部分,或是仅取被启动的超声波能量转换单元 110 中的一部分,但并不以此为限。在本实施例中,取超声波能量转换单元 110 组成的其中一列超声波能量转换阵列 108 来说明,其可以仅在目标区域 108b 的超声波能量转换单元 110 被启动,而其它在非目标区域 108a 与 108c 的超声波能量转换单元 110 没有被启动,因此超声波的成像范围仅在目标区域 108b。也就是说,在本实施例中,超声波发射的孔径仅在于目标区域 108b。

[0082] 本公开采用仅针对目标区域且仅启动对应的部分,如此可以至少减少成像所需要

的处理时间。而超声波所耗用的能量也可以减省。

[0083] 以下描述接收机制。图 5 绘示依据本发明一实施例,超声波成像系统的功能方块示意图。参阅图 5,超声波成像系统 500 也包含一接收模块 150 与一超声波能量转换阵列 108。当发射模块 100 控制超声波能量转换阵列 108 发出多个平面超声波 112 后,这些超声波 112 会从检测目标,例如人体组织反射,形成一反射波 200 回到超声波能量转换阵列 108,被接收模块 150 接收。在此,基于反射的自然现象,反射回来的反射波 200 的波前不维持平面,而是会具有不同波前角度,但是仍对应发出的奇数个超声波 112,即反射波的数量也是奇数个,包含一个零度波前反射波以及正负波前角度对称的至少一对非零度波前反射波。详细来说,超声波能量转换阵列 108 接收到不同波前角度的反射波 200 后,将反射波 200 转换成多个电信号,传送至接收模块 150。

[0084] 接收模块 150 包含前级图像处理器 151 与后级图像处理器 152。其中前级图像处理器 151 系执行前级图像处理步骤,即接收超声波能量转换阵列 108 传来的电信号,以处理成对应的多个数字子图像。后级图像处理器 152 系执行后级图像处理步骤,即将这些数字子图像经过相位修正与解调后,还将这些数字子图像做重合以得到一超声波图像。此外,超声波成像系统 500 还包含如图 3 的脉冲控制器 120,其作用的机制与功能与前述相同,在此并不予以赘述。

[0085] 详细来说,前级图像处理器 151 包含通道数据单元 204、前级处理单元 206 与模拟到数字转换单元 208。通道数据单元 204 系接收超声波能量转换阵列 108 传来对应反射波 200 所转换的电信号。之后,前级处理单元 206 对这些接收的电信号做前级处理,包括进行信号放大,滤除噪声等,以得到多组的前级放大信号。之后,模拟到数字转换单元 (ADC) 208 接收这些前级放大信号后,将这些前级放大信号转换成多个数字子图像。

[0086] 后级图像处理器 152 包含内插 (interpolation) 与快速傅利叶变换 (FFT) 单元 209,209'、相位修正 (phase correction) 单元 218、逆快速傅利叶变换 (inverse FFT, iFFT) 单元 220、解调 (demodulation) 单元 222、子图像重合 (image compounding) 单元 224 与目标区域关联处理单元 226。

[0087] 本公开采用的成像机制是在频域下做较快速的相位修正,之后才得到平面的时域图像。因此,前述的数字子图像需要做快速傅利叶变换。然而,从模拟反射波信号转换成数字信号后会有采样点数不足的问题,需要增加采样点。

[0088] 因此,内插与快速傅利叶变换单元系进行内插与快速傅利叶变换步骤,即将数字子图像分别进行采样点内插与快速傅利叶变换,产生多个频域数字子图像。其中内插与快速傅利叶变换单元 209 包含内插单元 210 与二维快速傅利叶变换 (2D FFT) 单元 212。另一种方式的内插与快速傅利叶变换单元 209' 包含二维快速傅利叶变换 (2D FFT) 单元 214 与内插单元 216。其例如采用内插与快速傅利叶变换单元 209,先使用一内插单元 210 在时域下进行采样点内插,增加采样点数 (upsampling),再以二维快速傅利叶变换单元 212,对该内插单元 210 完成后的图像点阵进行时域到频域的转换,以得到多个频域子图像。另一种方式是采用内插与快速傅利叶变换单元 209',先以二维快速傅利叶变换单元 214 先对数字子图像进行时域到频域的转换,以得到多个频域子图像,再通过内插单元 216 对这些频域子图像分别进行采样点内插,以增加采样点数。

[0089] 经过时域到频域的转换后,前述的这些频域数字子图像由相位修正单元 218 接

收,并进行相位修正。接着,修正后的频域数字子图像再由逆快速傅利叶变换单元 220 转换成时域的多个图像。

[0090] 由于实际的图像数据是负载在超声波的基频上。要得到图像深浅的变化需要由解调单元 222 将时域的这些图像解调,并移除基频成份 (baseband data),如此可得到对应各波前角度反射波的子图像。

[0091] 可了解的是,每一个子图像是对应一个波前角度的反射波,都会经过前述的后级图像处理所得。也就是说,这些子图像包括对应波前角度为零度的子图像,至少也包括在正与负方向偏离相同波前角度的两个子图像。依照实际需要,可以有更多波前角度的反射波信息。由于角度是对称,其有助于消除图像噪声,会于后述。

[0092] 当获得多个子图像后,子图像重合单元 224 会将子图像重合成超声波图像。

[0093] 于此,如果取更多对应不同波前角度的子图像做子图像重合的效果会更好,但是相对的会较耗时。因此可以适当取一些数量的子图像进行重合即可。至于各子图像中残留的图像噪声,例如旁瓣的噪声可以利用子图像重合单元 224 进行重合以消除图像噪声。

[0094] 以下先描述子图像消除图像噪声的机制。图 6A-6C 绘示超声波在不同波前角度所获得子图像示意图。参阅图 6A,超声波能量转换阵列 108 以 -10° 的波前角度对检测目标 109 成像,其所得到的子图像 230 强度的分布如图 6A 下图所示。图 6A 下图的横坐标代表相对于检测目标 109 在超声波能量转换阵列 108 横向位置,纵坐标代表与超声波能量转换阵列 108 的距离。在中心的亮点是检测目标 109 在实际所处位置的图像强度,也就是主瓣 (mainlobe) 的图像。然而由于平面波反射的自然效应,在其它位置会有旁瓣 (sidelobe) 的图像噪声。

[0095] 相同现象,图 6B 以波前角度零度发射对检测目标 109 成像的子图像 232,在检测目标 109 的实际位置的强度仍会出现区域 (local) 的主瓣图像,而旁瓣图像的延伸方向的会略有不同。图 6C 以 10° 的波前角度发射对检测目标 109 成像的子图像 234,在检测目标 109 的实际位置的散射点 (scatter point) 强度仍会出现区域 (local) 的主瓣图像,而旁瓣图像的延伸方向与图 6A 的旁瓣图像是趋向对称。如果将这些图像重合,由于主瓣图像相对会加强,而旁瓣图像相对会减弱,经过临界值的滤除后,主瓣图像则是成像的内容。

[0096] 图 7 绘示依据本发明一实施例,不同数量子图像重合模拟示意图。参阅图 7,在图 a 表示除了波前角度零度出射的超声波以外,还包括波前角度 10° 与 -10° 发射的两个超声波,其三个子图像重合的结果即如图 6A、图 6B 与图 6C 的子图像 230、232 与 234 的重合后,其旁瓣图像仍存在。在图 b ~ d 表示更增加其它波前角度发射的超声波的子图像的重合结果。从模拟的图像重合效果可以看出更多波前角度的超声波的子图像重合后,其旁瓣图像更容易消除。然而,更多的波前角度发射的超声波会耗费更多图像处理的时间。因此,一般例如仅产生五个子图像的重合即可,而其旁瓣图像可再通过其它关联度运算机制消除。

[0097] 本公开提出对目标区域进行关联度运算,由图 5 所示超声波成像系统 500 中的目标区域关联处理单元 226 所执行。图 8 绘示依据本发明一实施例,根据目标区域进行关联度运算的机制示意图。参阅图 5 及图 8,在第一次成像时,超声波能量转换阵列 108 第一次取得的超声波图像是第一超声波图像 250。此时由于目标区域尚未选取,因此超声波能量转换阵列 108 中的超声波能量转换单元全部被启动。之后,在第一超声波图像 250 中决定目标区域 302,其他部分的图像则属于非目标区域 300。在决定目标区域 302 后,如图 4 的方

式,控制超声波能量转换阵列 108 依照目标区域 302 所需要的孔径而仅启动超声波能量转换阵列 108 中对应目标区域 302 的区域 108b,重复上述之前级图像处理步骤与后级图像处理步骤,以得到仅属于目标区域 302 的第二超声波图像 260。

[0098] 如此,将第一超声波图像 250 与第二超声波图像 260 针对目标区域的数据进行关联运算,例如是相关系数 (cross correlation) 运算,并以此系数作为图像调整加权值,将第一超声波图像 250 与第二超声波图像 260 调整后可得到一个较高质量的第三超声波图像,例如提升解析度,对比度,信噪比等。此方式可在相同的区域图像进行重复的处理。例如,经过第一超声波图像 250 与第二超声波图像 260 相关系数运算后所得第三超声波图像,可以将第二超声波图像 260 与第三超声波图像进行关联运算,其如前述的相关系数运算,之后得到第四超声波图像 262,依此类推。

[0099] 然而相关系数运算的方式不限于上述的方式,其也可以连续前后两张超声波图像作相关系数的运算,例如是在取得第二超声波图像后,直接连续量取新的一第五超声波图像,将连续量取的第二超声波图像与第五超声波图像进行关联运算以得到良好图像质量的第六超声波图像,但是这取决于所耗时间与所要图像解析度之间的要求程度。

[0100] 图 9 绘示依据本发明一实施例,相关系数运算的机制与效果示意图。参阅图 9,以点扩散函数 (Point Spread Function) 为例,同一个点的仿体,利用两种不同的超声波扫描方式,超声波图像 310 是原先的点扩散函数为理想的点扩散函数,其主瓣窄、旁瓣低。超声波图像 312 的点扩散函数为非理想的点扩散函数,其主瓣宽、旁瓣高。两者的点扩散函数利用相关系数运算后得到权重地图 (correlation map) 314,其主瓣位置的权重值高、旁瓣位置的权重值低。将超声波图像 312 的点扩散函数以乘法器 316 乘上权重地图 314,此权重后的点扩散函数的超声波图像 318 的主瓣变窄、旁瓣变低,如此图像质量得以改善。

[0101] 换句话说,在图 5 的子图像重合 (image compounding) 单元 224,其子图像的数量无需过多。而残留的图像噪声另可以利用目标区域关联处理单元 226 的处理以较简易方式消除图像噪声。

[0102] 图 10 绘示依据本发明一实施例,超声波成像系统示意图。参阅图 10,超声波成像系统包括超声波能量转换阵列 400、发射模块 412、接收模块 404、处理器 408、显示器 410。发射模块 412 包含多工器 402、发射接收切换单元 403 与高压脉冲单元 124,发射模块 412 的功能如图 1 的发射模块 100。接收模块 404 的功用如图 5 的接收模块 150。高压脉冲单元 124 与接收模块 404 通过多工器 402 的切换与超声波能量转换阵列 400 耦接以达到发射与接收超声波的操作。且当高压脉冲单元 124 进行脉冲信号 104 发射时,发射接收切换单元 403 会形成类似一高阻抗元件,以阻绝高压脉冲信号 104 进入接收模块 404 端,以保护模块元件,当高压脉冲信号 104 发射出去后,发射接收切换单元 403 又会形成类似低阻抗元件以接收来自超声波能量转换阵列 400 接收的回波信号。当接收模块 404 得到所有通道的超声波回波信号后通过处理器 408 进行一系列的信号数据处后可以显示于显示器 410。

[0103] 于此,处理器 408 虽然绘示成独立的一个单元,但是处理器 408 在实际上可以整合处理发射模块 412、接收模块 404 以及显示器 410 上所需要处理的控制与运算。

[0104] 虽然本公开已以实施例公开如上,然其并非用以限定本公开,本领域技术人员,在不脱离本公开的精神和范围内,当可作些许的更动与润饰,故本公开的保护范围当视所附权利要求书所界定者为准。

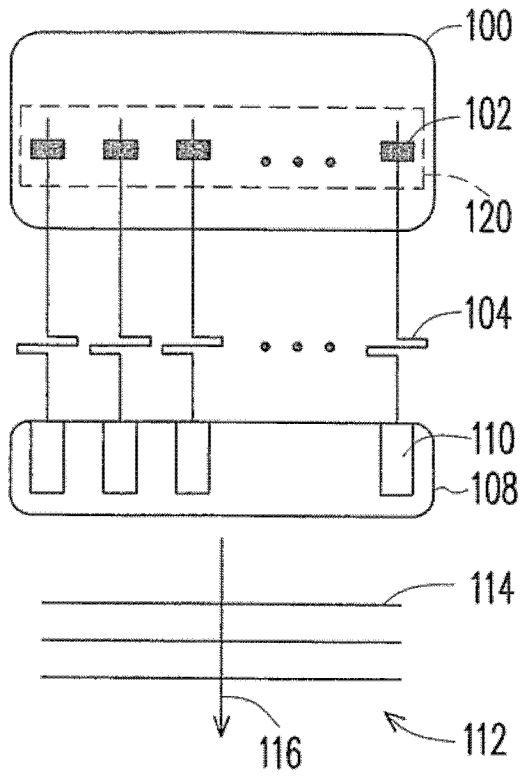


图 1

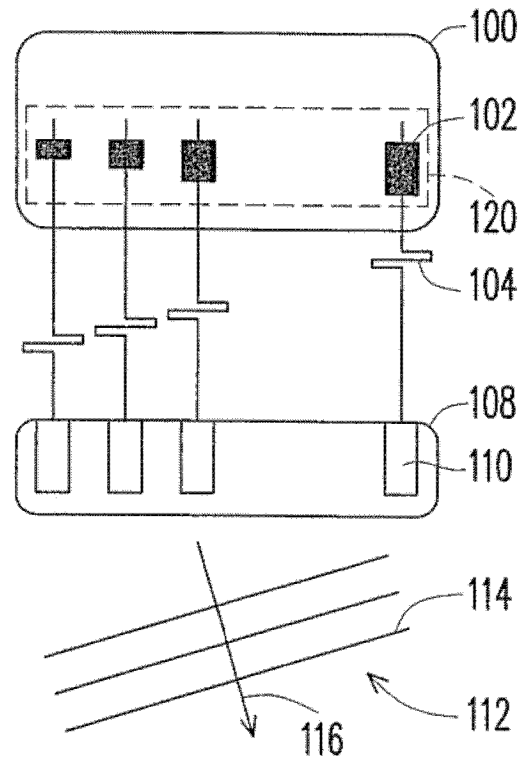


图 2

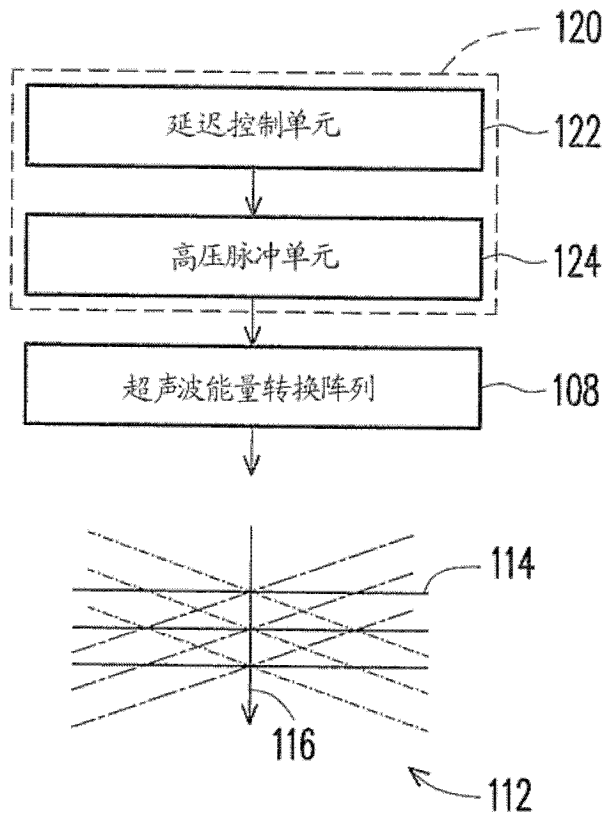


图 3

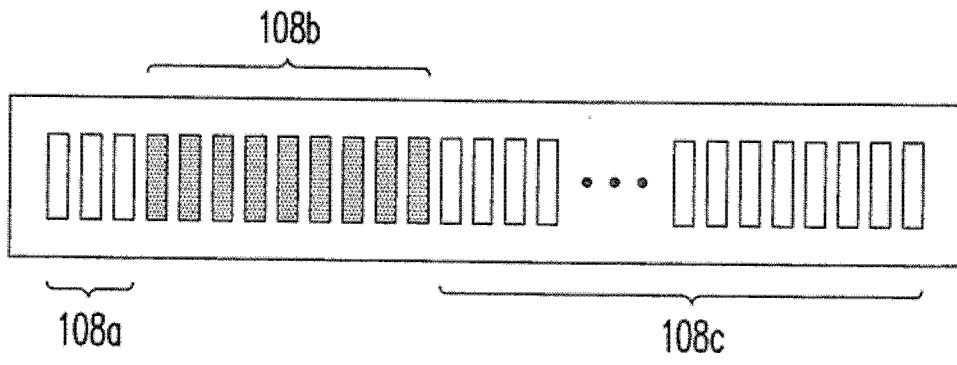
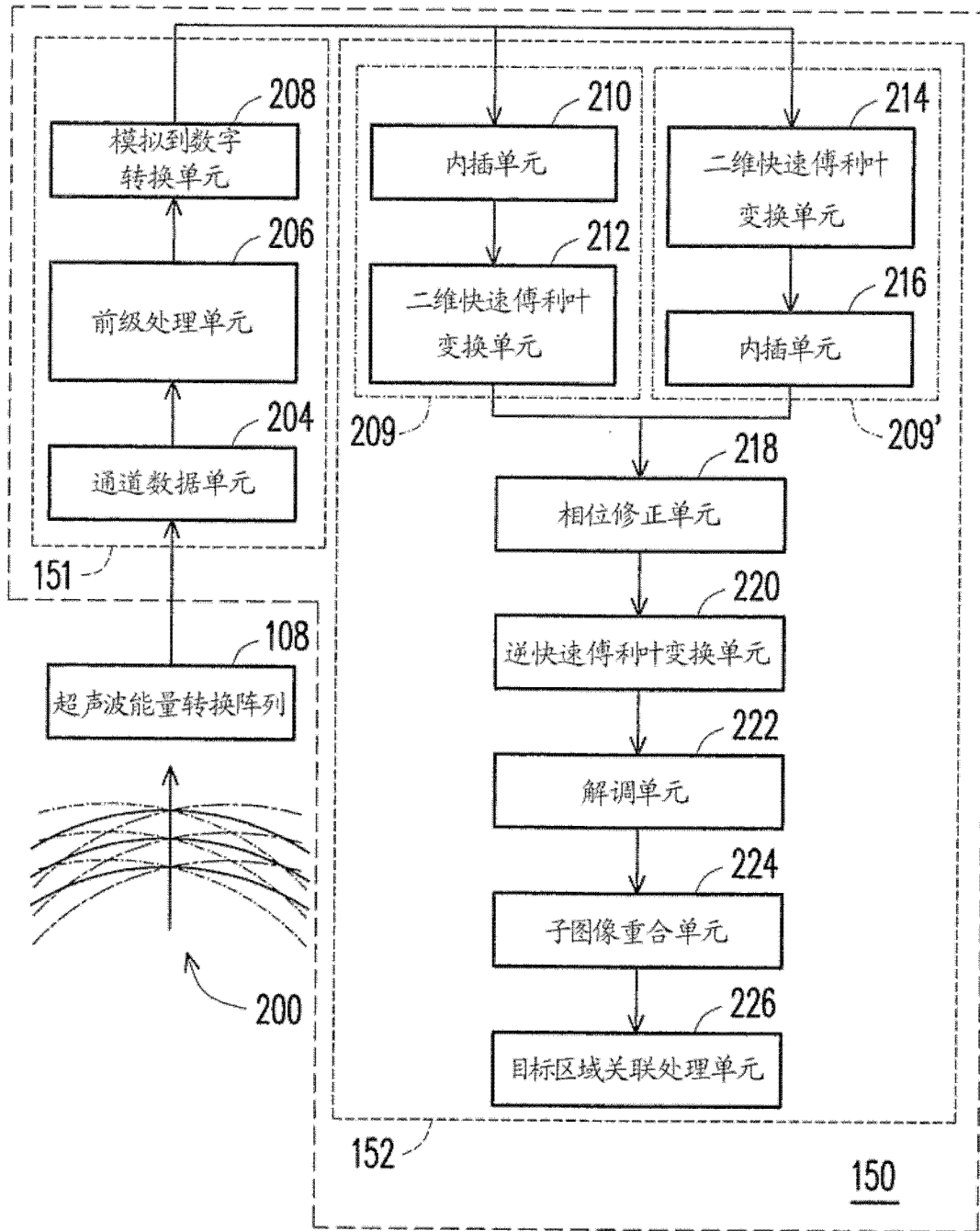


图 4



500

图 5

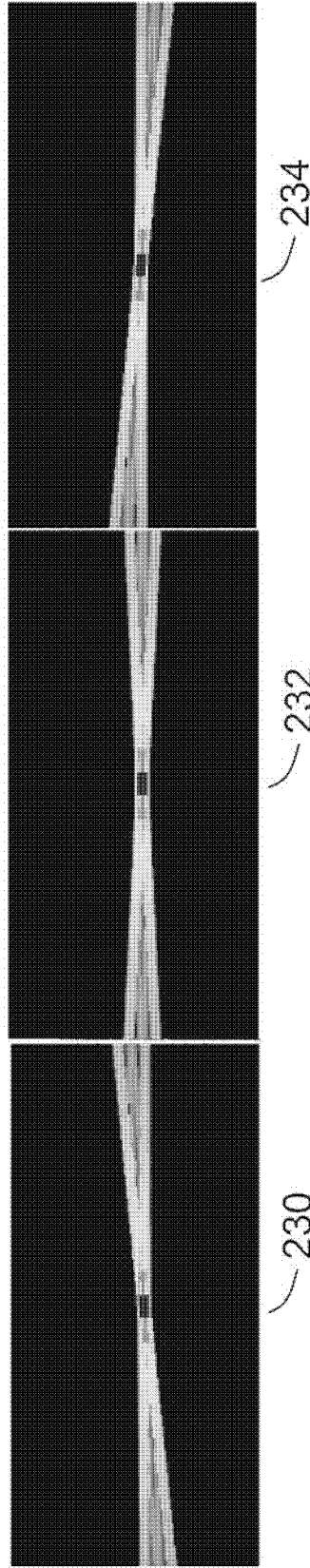
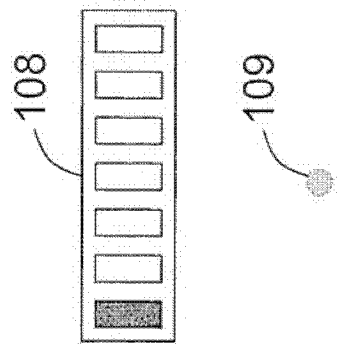
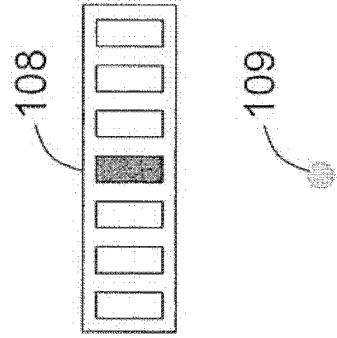
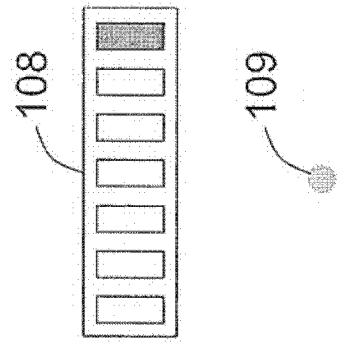


图 6A

图 6B

图 6C

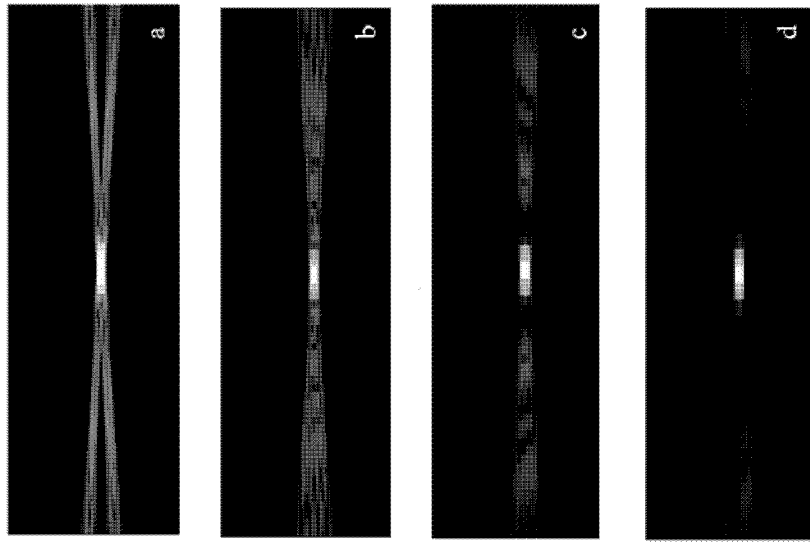


图 7

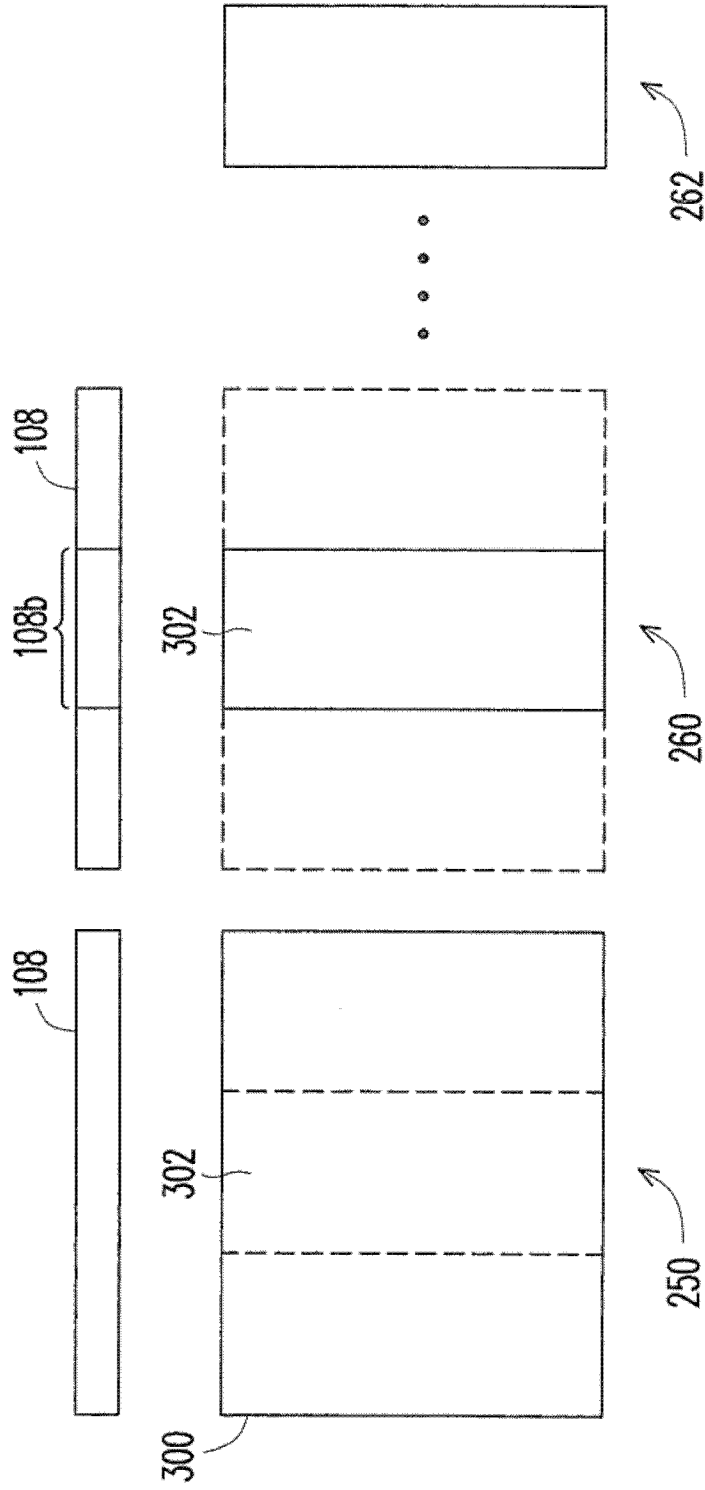


图 8

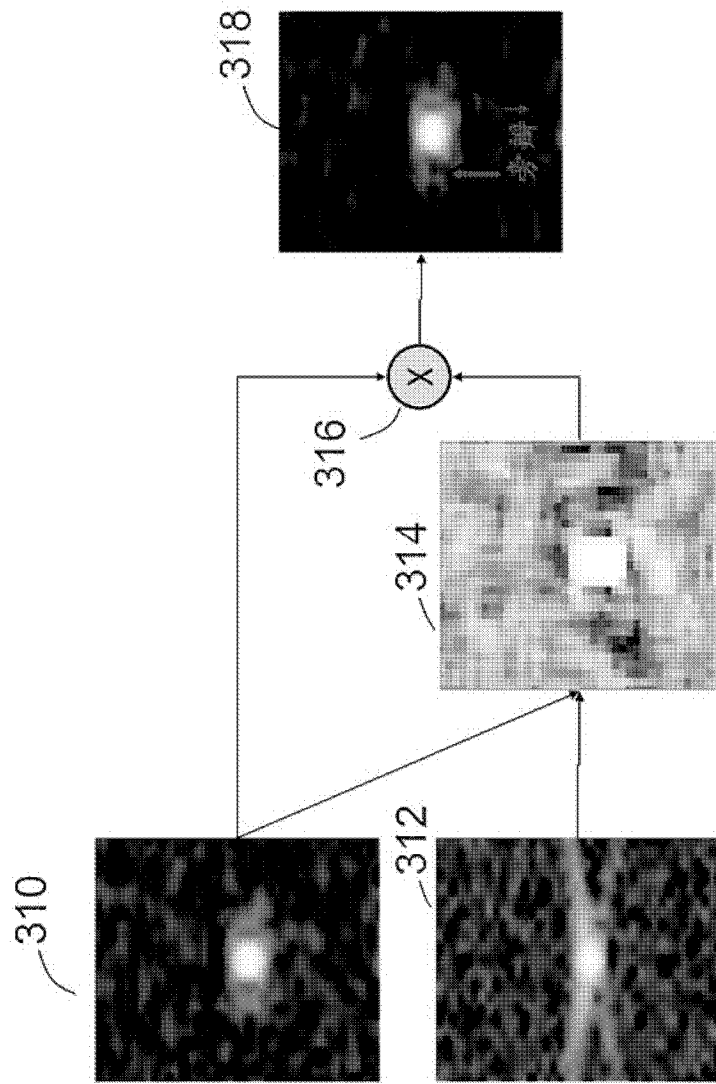


图 9

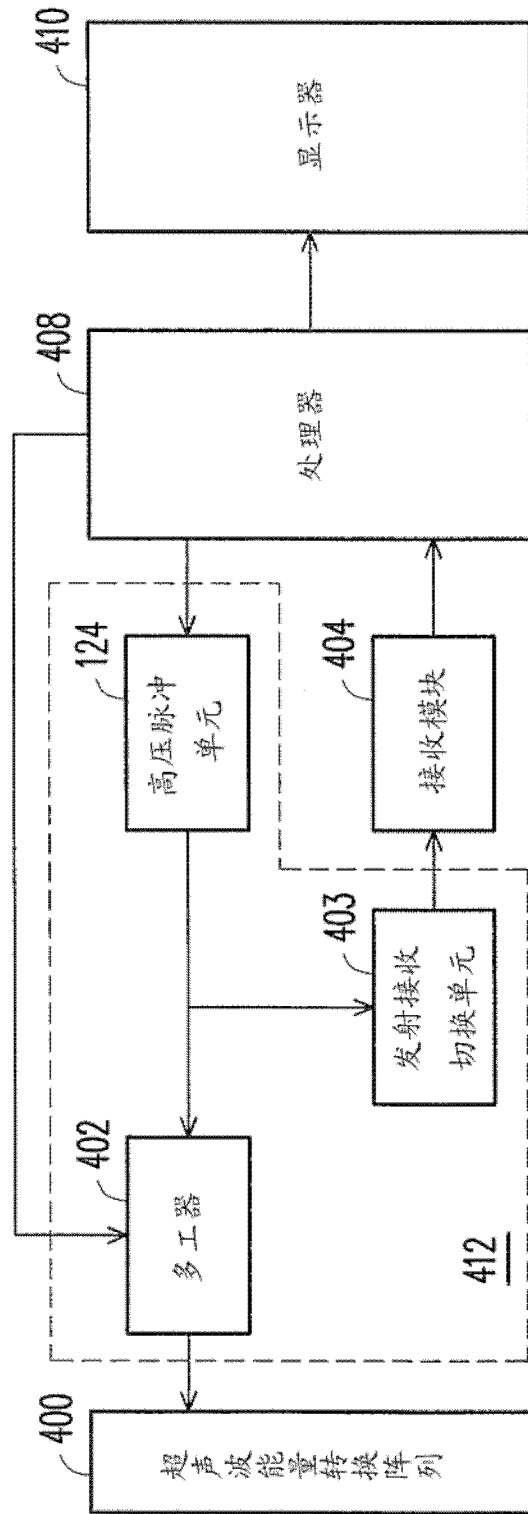


图 10

专利名称(译)	超声波能量转换装置以及超声波成像系统与方法		
公开(公告)号	CN103181779B	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201210054820.X	申请日	2012-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
[标]发明人	胡长霖 杨善义 李秀桓		
发明人	胡长霖 杨善义 李秀桓		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52063 A61B8/4483 G01S15/8915 G01S15/8977 G01S15/8995		
审查员(译)	马楠		
优先权	100149285 2011-12-28 TW		
其他公开文献	CN103181779A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波能量转换装置以及超声波成像系统与方法，该超声波能量转换装置包括由多个超声波能量转换单元组成的一超声波能量转换阵列，用以接收与传送一超声波。一脉冲控制器输出多个脉冲信号分别控制这些超声波能量转换单元，其中通过这些脉冲信号的输出延迟，使所传送的该超声波的平面波前，依照控制以有不同的行进方向。脉冲控制器可以对应一目标区域，仅启动这些超声波能量转换单元的一对应部分做传送与接收。

