

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局



WIPO | PCT



(10) 国际公布号

WO 2013/078893 A 1

(43) 国际公布日
2013 年 6 月 6 日 (06.06.2013)

- (51) 国际分类号 :
A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国际申请号 : PCT/CN20 12/080925
- (22) 国际申请日 : 2012 年 9 月 3 日 (03.09.2012)
- (25) 申报语言 : 中文
- (26) 公布语言 : 中文
- (30) 优先权 :
201110393379.3 2011 年 12 月 1 日 (01.12.2011) CN
- (71) 申请人 (对除美国外的所有指定国) : 深圳迈瑞生物
医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY
BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD) [CN/CN];
中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技
南十二路迈瑞大厦 Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人及
(75) 发明人/申请人 (仅对美国) : 桑茂栋 (SANG,
Maodong) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新
技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦 Guangdong
518057 (CN)。 冒祖华 (MAO, Zuhua) [US/US]; 美国
华盛顿州伊萨夸市 240 东南广场 4053 号 Washington -

ton 98029 (US)。 吉挺澜 (JI, Tinglan) [US/US]; 美国
华盛顿州瑟马米什市 23 街区东南 24020 号 Wash -
ington 98075 (US)。

(74) 代理人 : 广州华进联合专利商标代理有限公司
(ADVANCE CHINA I.P. LAW OFFICE); 中国广东省
广州市先烈中路 69 号东山广场 918-920 室 Guang -
dong 510095 (CN)。

(81) 指定国 除另有指明, 要求每一种可提供的国家保
护) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,
BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR,
CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,
GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP,
KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT,
LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY,
ML, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA,
RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV,
SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 除另有指明, 要求每一种可提供的地区保
护) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA,
RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ,
BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH,

[见续页]

(54) Title: ULTRASONIC IMAGING METHOD AND DEVICE

(54) 发明名称 : 一种超声成像的方法和装置

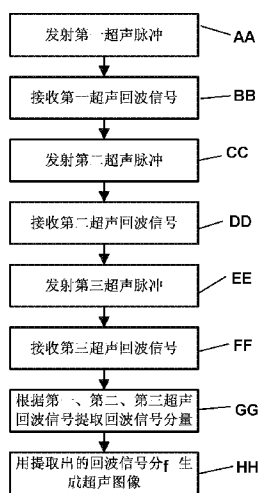


图 2 : FIG. 2

AA Emitting a first ultrasonic pulse
BB Receiving a first ultrasonic echo signal
CC Emitting a second ultrasonic pulse
DD Receiving a second ultrasonic echo signal
EE Emitting a third ultrasonic pulse
FF Receiving a third ultrasonic echo signal
GG Extracting echo signal components from the first, the second and the third ultrasonic echo signal
HH Producing an ultrasonic image with the extracted echo signal components

(57) Abstract: A method and a device for performing ultra -
sonic imaging on an interested region. The method comprises:
emitting a first ultrasonic pulse and receiving a first ultrasonic
echo signal; emitting a second ultrasonic pulse and receiving
a second ultrasonic echo signal; emitting a third ultrasonic
pulse and receiving a third ultrasonic echo signal; extracting
echo signal components from the first ultrasonic echo signal,
the second ultrasonic echo signal and the third ultrasonic echo
signal; and producing an ultrasonic image of the interested re -
gion according to the echo signal components; wherein, amp -
litude weight of the third ultrasonic pulse is equal to the sum
of amplitude weights of the first ultrasonic pulse and the
second ultrasonic pulse in magnitude. The method processes
and modulates the plurality of ultrasonic echo signals, so as to
separate even nonlinear component and asymmetric compon -
ent of odd nonlinear component from linear component and
symmetric component of the odd nonlinear component in the
ultrasonic echo signals, and extract the asymmetric compon -
ent of the odd nonlinear component and/or the even nonlinear
component from the ultrasonic echo signals conveniently.

(57) 摘要 :

[见续页]



WO 2013/078893 A1



CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, 本国际公布：

IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,
RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,

包括国际检索报告(条约第21条(3))。

CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

一种对目标区域进行超声成像的方法及装置，其中该方法包括：发射第一超声脉冲并接收第一超声回波信号；发射第二超声脉冲并接收第二超声回波信号；发射第三超声脉冲并接收第三超声回波信号；根据第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号提取回波信号分量；根据回波信号分量生成目标区域的超声图像；其中，第三超声脉冲的幅度权重与第一超声脉冲和第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等。所述方法对多个超声回波信号进行处理并调制，从而使得超声回波信号中偶次非线性分量和奇次非线性分量的非对称分量与线性分量和奇次非线性分量的对称分量分离，并可以方便地从超声回波信号中提取出奇次非线性分量的非对称分量和/或偶次非线性分量。

说明书

发明名称：一种超声成像的方法和装置

技术领域

本发明设计医用超声成像领域，尤其是涉及一种对目标区域进行超声成像的方法和装置。

背景技术

在医用超声成像系统中，通常由发射电路向人体内发射超声脉冲，利用超声波在人体组织界面处的反射，通过接收和处理载有人体组织特征信息的回波，获得人体组织的可见超声图像。

超声成像中，由于混响的存在和分辨力的限制，超声图像对于弱边界和小血管有时显示模糊甚至无法显示。在造影剂成像中，造影剂与周围组织的声阻抗差异大，可改变声波在组织间的吸收、反射、散射和折射，从而使所在部位的回声信号增强，增加图像的对比分辨力。此外，造影剂微泡具有显著的非线性特征，在超声脉冲的激励下，伸缩和扩张的程度不同，导致其反射的超声回波不仅包括与原超声脉冲相对应的线性分量，而且还包括非线性分量。经过含造影剂的人体组织反射的超声回波中，线性分量既包含组织的线性成分又包含造影剂的线性成分，检测处理基波线性分量形成的超声图像对比分辨率不高，无法清晰呈现造影剂在微血管和组织的灌注情况，影响临床的鉴别诊断。因此，超声造影成像中需要检测超声回波信号中的非线性分量。

发明内容

本发明提供一种能够很好地分离超声回波信号中的线性分量和非线性分

量，并能够方便地从超声回波信号中提取出非线性分量的方法和装置。

本发明实施例公开的技术方案包括：

提供了一种对目标区域进行超声成像的方法，其特征在于，包括：向目标区域发射第一超声脉冲；接收从所述目标区域反射的所述第一超声脉冲的超声回波，获得第一超声回波信号；向所述目标区域发射第二超声脉冲；接收从所述目标区域反射的所述第二超声脉冲的超声回波，获得第二超声回波信号；向所述目标区域发射第三超声脉冲；接收从所述目标区域反射的所述第三超声脉冲的超声回波，获得第三超声回波信号；根据所述第一超声回波信号、所述第二超声回波信号和所述第三超声回波信号提取回波信号分量；根据所述回波信号分量生成所述目标区域的超声图像；其中，所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等。

本发明实施例还提供了一种对目标区域进行超声成像的装置，其特征在于，包括：探头；发射电路，所述发射电路通过所述探头向目标区域分别发射第一超声脉冲、第二超声脉冲和第三超声脉冲；接收电路，所述接收电路通过所述探头分别接收所述第一超声脉冲的超声回波，获得第一超声回波信号；接收所述第二超声脉冲的超声回波，获得第二超声回波信号；接收所述第三超声脉冲的超声回波，获得第三超声回波信号；信号处理模块，所述信号处理模块根据所述第一超声回波信号、所述第二超声回波信号和所述第三超声回波信号提取回波信号分量；图像处理模块，所述图像处理模块根据所述回波信号分量生成所述目标区域的图像；其中，所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等。

本发明实施例中，对多个幅度以及相位(或极性)不同的超声脉冲的回波进行处理并调制回波信号，从而使调制后的信号中的线性分量和奇次非线性基波分量的对称分量被搬离原来的频率位置，而偶次非线性分量(例如二次非线性分量)和奇次非线性分量的非对称分量，尤其是造影剂回波中的三次和更高阶奇次成分产生的非线性基波分量，仍保留在原来的频率位置，从而在

不需要按照相互之间延时发射的方式发射多个超声脉冲的情况下，即可使得超声回波信号中偶次非线性分量和奇次非线性分量的非对称分量与线性分量和奇次非线性分量的对称分量分离，并可以很方便地从超声回波信号中提取出奇次非线性分量的非对称分量和/或偶次非线性分量用于后续的成像过程，比如造影成像。并且本发明的实施例在不按照相互之间延时发射的方式发射多个超声脉冲的情况下，即可实现线性分量和奇次非线性分量的对称分量与偶次非线性分量和奇次非线性分量的非对称分量，避免了控制多个超声脉冲按照相互之间延时发射的方式发射的控制过程。

附图说明

图1为本发明一个实施例的对目标区域进行超声成像的装置的框图；

图2为本发明一个实施例的对目标区域进行超声成像的方法的流程图；

图3为本发明一个实施例的信号处理装置的框图；

图4为本发明一个实施例的第一操作信号、第三超声回波信号和第二操作信号及其中的回波信号分量的时域波形示意图；

图5为本发明一个实施例的非线性基波分量中对称分量和非对称分量的时域波形示意图和频谱示意图；

图6为本发明一个实施例的第二操作信号经过低通滤波器滤波后输出的非线性基波分量的时域波形示意图和频谱示意图；

图7为本发明另一个实施例的信号处理装置的框图；

图8为本发明再一个实施例的信号处理装置的框图；

图9为本发明又一个实施例的信号处理装置的框图；

图10为本发明一个实施例的第三超声回波信号、第四超声回波信号和第五操作信号的时域波形示意图和频谱示意图；

图11为本发明一个实施例的第五操作信号中的线性基波分量和二次非线性分量的时域波形示意图和频谱示意图；

图 12 为本发明又一个实施例的信号处理装置的框图；

图 13 为本发明又一个实施例的信号处理装置的框图；

图 14 为本发明一个实施例的第六操作信号的时域波形示意图和频谱示意图。

具体实施方式

如图 1 所示，本发明实施例的对目标区域进行超声成像的装置包括：探头 1、发射电路 2、发射/接收选择开关 3、接收电路 4、波束合成模块 5、信号处理模块 6、图像处理模块 7 和显示器 8。

发射电路 2 将经过延迟聚焦的具有一定幅度和极性的超声脉冲通过发射/接收选择开关 3 发送到探头 1。探头 1 受超声脉冲的激励，向受测机体组织的目标区域（图中未示出）发射超声波，经一定延时后接收从目标区域反射回来的带有组织信息的超声回波，并将此超声回波重新转换为电信号。接收电路接收探头 1 转换生成的电信号，获得超声回波信号，并将这些超声回波信号送入波束合成模块 5。波束合成模块 5 对超声回波信号进行聚焦延时、加权和通道求和等处理，然后将超声回波信号送入信号处理模块 6 进行相关的信号处理。

经过信号处理模块 6 处理的超声回波信号送入图像处理模块 7。图像处理模块 7 根据用户所需成像模式的不同，对信号进行不同的处理，获得不同模式的图像数据，然后经对数压缩、动态范围调整、数字扫描变换等处理形成不同模式的超声图像，如 B 图像，C 图像，D 图像等等。

图像处理模块 7 生成的超声图像送入显示器 8 进行显示。

本发明一个实施例中，对目标区域进行超声成像的装置的工作过程如图 2 所示。

发射/接收选择开关 3 切换为发射模式，发射电路 2 通过探头 1 发射第一超声脉冲；

发射/接收选择开关 3 切换为接收模式，接收电路 4 通过探头 1 接收目标区域反射回来的超声回波，获得第一超声回波信号；

发射/接收选择开关 3 切换为发射模式，发射电路 2 通过探头 1 发射第二超声脉冲；

发射/接收选择开关 3 切换为接收模式，接收电路 4 通过探头 1 接收目标区域反射回来的超声回波，获得第二超声回波信号；

发射/接收选择开关 3 切换为发射模式，发射电路 2 通过探头 1 发射第三超声脉冲；

发射/接收选择开关 3 切换为接收模式，接收电路 4 通过探头 1 接收目标区域反射回来的超声回波，获得第三超声回波信号；

然后，信号处理模块 6 根据获得的第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号提取出所需要的回波信号分量（下文详述），然后图像处理模块根据提取出的回波信号分量生成目标区域的超声图像。

在发射过程中，第一超声脉冲、第二超声脉冲和第三超声脉冲（称为发射脉冲）均具有各自的幅度和极性。例如，第 k 个发射脉冲可以表示为：

$$f_k(t) = a_k A(t) \cos(\omega t)$$

其中 $A(t)$ 表示发射脉冲的包络， $\cos(\omega t)$ 表示载波频率， a_k 即表示第 k 个发射脉冲的幅度及极性，其中 a_k 的绝对值表示发射脉冲的幅度， a_k 的符号（即正负）表示发射脉冲的极性。

发射超声脉冲时，发射电路 2 可以控制发射脉冲的幅度和极性，即控制 a_k 的取值。本文中，称 a_k 为超声脉冲的幅度权重，其绝对值为幅度权重的大小，其符号为幅度权重的方向。

对幅度权重的方向的控制可以通过控制发射脉冲的正负极性来实现，而控制各发射脉冲的幅度权重的大小或各发射脉冲之间幅度权重的大小差异可以通过多种方式实现。例如：

1、各发射脉冲的孔径不变，调整各发射脉冲的激励电压，使各激励电压的幅度权重与发射脉冲的幅度权重绝对值相等；

2、各发射脉冲的激励电压不变，调整各脉冲发射孔径中阵元的数目。例

如，记权重为 a 的脉冲发射孔径中阵元数为 M ，权重为 $(1-a)$ 的脉冲发射孔径中阵元数为 N ，则权重为 1 的脉冲发射孔径中阵元数为 $(M+N)$ ；

3、各发射脉冲的激励电压不同，发射孔径也不同，两者结合使得各发射脉冲幅度不同。

当然，也可以用其它适宜的方法实现，本发明不限于前述的这些具体的实现方式。

发射的超声脉冲被目标区域内的组织介质反射的超声回波信号同时包含线性基波分量和高次非线性分量。超声回波信号可以表示为：

$$y_k(t) = \sum_{i=1} w_i [f_k(t)]^i \\ = w_1 a_k A(t) \cos(i\omega t) + w_2 a_k^2 A^2(t) \cos^2(i\omega t) + w_3 a_k^3 A^3(t) \cos^3(i\omega t) + \dots$$

超声回波信号中， $w_1 a_k A(t) \cos(\omega t)$ 分量称为线性基波分量， $w_2 a_k^2 A^2(t) \cos^2(i\omega t)$ 分量称为二次非线性分量， $w^3 A^3(t) \cos^3(\omega t)$ 分量称为三次非线性分量，依次类推，还包括四次非线性分量、五次非线性分量等等非线性分量，可以统称为高次非线性分量。

其中 w_i 为超声回波信号中线性基波分量及各高次非线性分量的系数， $i = 1, 2, 3, \dots$ 。

所以，第 k 个超声脉冲的超声回波信号中线性基波分量的幅度因子为 $w_1 a_k$ ，二次非线性分量的幅度因子为 $w_2 a_k^2$ ，三次非线性分量的幅度因子为 w_3 。《以此类推。

根据三角公式

$$\cos^3(\omega t) = \frac{3}{4} \cos(\omega t) + \frac{1}{4} \cos(3\omega t)$$

超声回波信号中的三次非线性分量中，75% 的能量会以基波 $\cos(\omega t)$ 的形式出现，称之为非线性基波分量，25% 的能量以三次谐波分量 $\cos(3\omega t)$ 的形式出现。而在频域中，三次谐波分量已经位于超声探头的通带以外，而非线性基波分量则在探头的通带内。

本发明实施例中，通过本发明实施例的方法和装置，可以提取出超声回波信号中的这种非线性基波分量和/或偶次非线性分量（下文详述）。

本实施例中，发射超声脉冲时，发射电路 2 控制第一超声脉冲、第二超声脉冲和第三超声脉冲的幅度权重。一个实施例中，可以控制使得第三超声脉冲的幅度权重与第一超声脉冲和第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等。

例如，一个实施例中，可以使第一超声脉冲的幅度权重为 a ，第二超声脉冲的幅度权重为 $(1-a)$ ，第三超声脉冲的幅度权重为 -1 ，其中 $0 < a < 1$ ；或者

第一超声脉冲的幅度权重为 $(1-a)$ ，第二超声脉冲的幅度权重为 a ，第三超声脉冲的幅度权重为 -1 ，其中 $0 < a < 1$ 。

为方便描述，这里以归一化的幅度权重进行了说明。本领域技术人员均了解归一化的概念，在此不再赘述。

本领域技术人员容易理解，本发明实施例中，其中第一超声脉冲、第二超声脉冲和第三超声脉冲的发射并接收的顺序没有限制，可以以任何次序发射并接收，例如先发射第一超声脉冲并接收其回波、再发射第三超声脉冲并接收其回波、最后发射第二超声脉冲并接收其回波；或者先发射第二超声脉冲并接收其回波、再发射第一超声脉冲并接收其回波、最后发射第三超声脉冲并接收其回波等等，在此不再一一列举。

获得第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号后，信号处理模块 6 可以基于接收到的第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号提取出所需要的回波信号分量。这里的回波信号分量可以是回波信号中的非线性基波分量的非对称分量和/或偶次非线性分量。

如前文所述，第三超声脉冲的幅度权重与第一超声脉冲和第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等。此外，第三超声脉冲的幅度权重的方向可以与第一超声脉冲和第二超声脉冲的幅度权重之和的方向相同，也可以相反。

一个实施例中，第三超声脉冲的幅度权重与第一超声脉冲和第二超声脉冲的幅度权重之和大小相同，方向相反。

此时，信号处理模块 6 的结构框图如图 3 所示。本实施例中，信号处理模块包括第一求和单元 20、第一降采样单元 22、第二降采样单元 24、第一交叉拼接单元 26 和第一提取单元 28。

第一超声回波信号和第二超声回波信号输入第一求和单元 20，第一求和单元 20 对第一超声回波信号和第二超声回波信号求和，获得第一操作信号。获得的第一操作信号送入第一降采样单元 22，第一降采样单元 22 对第一操作信号进行降采样，获得第一操作降采样信号。

第三超声回波信号输入第二降采样单元 24，第二降采样单元 24 对第三超声回波信号进行降采样，获得第三超声回波降采样信号。

然后，第一操作降采样信号和第三超声回波降采样信号输入第一交叉拼接单元 26，第一交叉拼接单元 26 对第一操作降采样信号和第三超声回波降采样信号进行交叉拼接，获得第二操作信号。第二操作信号送入第一提取单元 28，第一提取单元 28 从该第二操作信号中提取出所需要的回波信号分量，例如超声回波信号中所包含的非线性基波分量的非对称分量或二次非线性分量。

下面以第一超声回波的幅度权重为 $(1-a)$ ，第二超声回波的幅度权重为 a ，第三超声回波的幅度权重为 -1 为例进行具体说明。

设超声发射脉冲的超声回波信号的采样率均为 F_s 。一个实施例中，处理过程如下：

(1) 将第一超声回波信号和第二超声回波信号求和，获得第一操作信号；

首先对幅度权重为 $(1-a)$ 的第一超声脉冲的第一超声回波信号波和幅度权重为 a 的第二超声脉冲的第二超声回波信号波求和，生成的第一操作信号记为 $SI(n)$ 。根据

$$a + (1-a) = 1$$

因此，该信号包含幅度因子为 1 的线性基波分量。

$SI(n)$ 中还包含由幅度权重为 $(1-a)$ 和 a 的第一超声脉冲和第二超声脉冲产

生的非线性基波，其幅度与 $w_3 \times [a^3 + (1-a)^3]$ 成正比。

如图 4 所示，其中图像 (A) 中的曲线 L1 为 $SI(n)$ 中的基波分量的时域波形示意图，曲线 L2 为 $SI(n)$ 中的非线性基波分量的时域波形示意图。

(2) 对第一操作信号进行降采样处理，获得第一操作降采样信号；

然后对 $SI(n)$ 信号进行降采样处理，得到采样率为 $F_s/2$ 的第一操作降采样信号。记降采样处理后获得的第一操作降采样信号为 $T1(n)$ 。

一个实施例中，降采样处理可以是直接从 $SI(n)$ 信号中每间隔一个点取值作为 $T1(n)$ 的值，例如：取

$$T1(1) = S1(1);$$

$$T1(2) = S1(3);$$

...

$$T1(n) = S1(2^{*n-1});$$

其中 $\eta = 1, 2, 3, \dots, N$ ， N 为 $T1(\eta)$ 的长度，即 $T1(\eta)$ 的总数据点数。

另一个实施例中，第一降采样单元 22 也可以在降采样之前先对 $SI(n)$ 做一些预处理，例如，可以将 $SI(n)$ 中每个点与相邻的至少一个点相加，然后将相加得到的和替换该点，然后再对预处理过的 $SI(n)$ 每间隔一个点取值作为 $T1(n)$ 的值。例如，也就是 $T1(\eta)$ 可以取：

$$T1(1) = S1(1) + S1(2);$$

$$T1(2) = S1(3) + S1(4);$$

...

$$T1(n) = S1(2^{*n-1}) + S1(2^{*n});$$

其中 $\eta = 1, 2, 3, \dots, N$ ， N 为 $T1(\eta)$ 的长度，即 $T1(\eta)$ 的总数据点数。

(3) 对第三超声回波信号进行降采样处理，获得第三超声回波降采样信号；

将幅度权重为 -1 的第三超声脉冲的第三超声回波信号记为 $S2(n)$ ，该信号

包含幅度因子为-1的线性基波分量，以及与幅度因子

$$w_3 \times (-1)^3 = -w_3$$

成正比的非线性基波分量。图 4(A) 中的曲线 L4 为 S2(n) 的线性基波分量的时域波形示意图，曲线 L3 为 S2(n) 的非线性基波分量的时域波形示意图。

对 S2(n) 信号进行同样的降采样处理，得到采样率为 Fs/2 的第三超声回波降采样信号，记为 T2(n)。

例如，一个实施例中，直接从 S2(n) 信号中延时一个点后每间隔一个点取值作为 T2(n) 的值，例如：取

$$T2(1) = S2(2);$$

$$T2(2) = S2(4);$$

...

$$T2(n) = S2(2n);$$

其中 $n = 1, 2, 3, \dots, N$ ，N 为 T2(n) 的长度，即 T2(n) 的总数据点数。

另一个实施例中，第二降采样单元 24 也可以与 S1(n) 类似地在降采样之前先对 S2(n) 做一些预处理，例如，可以将 S2(n) 中每个点与相邻的至少一个点相加，然后将相加得到的和替换该点，然后再对预处理过的 S2(n) 延时一个点后每间隔一个点取值作为 T2(n) 的值。例如，也就是 T2(n) 可以取：

$$T2(1) = S2(2) + S2(3);$$

$$T2(2) = S2(4) + S2(5);$$

...

$$T2(n) = S2(2n) + S2(2n+1);$$

其中 $n = 1, 2, 3, \dots, N$ ，N 为 T2(n) 的长度，即 T2(n) 的总数据点数。

(4) 将第三超声回波降采样信号与第一操作降采样信号交叉拼接，获得第二操作信号；

本发明实施例中，“交叉拼接”是指将两个信号的数据点相互交叉并拼接到一起构成一个新的信号。例如，一个实施例中，记第三超声回波降采样

信号与第一操作降采样信号交叉拼接后获得的第二操作信号为 $\chi_1(\eta)$, 则 $\chi_1(\eta)$ 可以按照如下方式获得 :

$$\begin{aligned} X_1(1) &= T_1(1); \\ X_1(2) &= T_2(1); \\ X_1(3) &= T_1(2); \\ X_1(4) &= T_2(2); \\ &\dots \\ X_1(2n-1) &= T_1(n); \\ X_1(2n) &= T_2(n); \end{aligned}$$

其中 $n = 1, 2, 3, \dots, N$, N 为 $T_1(n)$ 和 $T_2(n)$ 的长度, 即 $T_1(n)$ 和 $T_2(n)$ 中的每个的总数据点数。

可见, 交叉拼接获得的第二操作信号 $X_1(\eta)$ 的序号为奇数的点来自于第一操作降采样信号 $T_1(\eta)$, 序号为偶数的点来自于第三超声回波降采样信号 $T_2(\eta)$ 。本发明一个实施例中获得第二操作信号的时域波形示意图如图 4(B) 所示。

获得的第二操作信号 $X_1(\eta)$ 中, 既包含线性基波分量又包含高次项产生的非线性基波分量。图 4(C) 和图 4(D) 分别给出了本发明一个实施例中的第二操作信号中的线性基波分量和非线性基波分量的时域波形示意图。第二操作信号中包含的来自 $S_1(n)$ 和 $S_2(n)$ 的线性基波信号具有相同的幅度, 但具有相反的极性(180 度相位差)。交叉拼接后获得的第二操作信号中, 线性基波分量被频率为 $F_s/2$ 的调制频率从原来的频率位置 F_0 处调制到 $F_s/2 \pm F_0$ 处, 如图 4(C) 所示; 而非线性基波分量, 如图 4(D) 所示, 则可分为两部分: 一部分为幅度因子为 $a^3 + (1-a)^3$ 的对称分量, 另一部分为幅度因子 $1 - [a^3 + (1-a)^3]$ 的非对称分量。非线性基波的对称分量在 $S_1(n)$ 和 $S_2(n)$ 均有, 而非对称分量是非线性基波在 $S_1(n)$ 和 $S_2(n)$ 之间的差异, 其差异与 $1 - [a^3 + (1-a)^3]$ 成正比。

图 5(A) 和图 5(B) 分别给出一个实施例中的非线性基波分量中对称分量和

非对称分量的时域波形示意图。图 5(C) 和图 5(D) 分别给出了两者的频谱。从图 5(C) 中可以看出，由 $S1(n)$ 和 $S2(n)$ 产生的第二操作信号 ($T1(n)$ 和 $T2(n)$) 分别由 $S1(n)$ 和 $S2(n)$ 降采样获得，因此第二操作信号也可以认为是由 $S1(n)$ 和 $S2(n)$ 产生的) 的非线性基波的对称分量被调制到了 $F_s/2$ 两边，只有非线性基波的非对称分量被保留在原来频率位置 F_0 。

因此，第二操作信号中的线性基波和非线性基波的对称分量都被调制到了 $F_s/2$ 两边，非线性基波的非对称分量被保留在原来频率位置 F_0 。此外，第二操作信号中的偶次非线性分量被保留在原来的频率位置。例如，二次非线性分量被保留在原来的频率位置 $2F_0$ 处。实际上，本发明实施例中，交叉拼接后获得的操作信号中的线性分量和奇次非线性基波分量的对称分量被搬离原来的频率位置，而偶次非线性分量和奇次非线性基波分量的非对称分量，尤其是造影剂回波中的三次和更高阶奇次成分产生的非线性基波分量，仍保留在原来的频率位置。本发明实施例中，第一超声脉冲、第二超声脉冲和第三超声脉冲并不需要按照相互之间延时发射的方式发射。因此，本发明的实施例在不需要按照相互之间延时发射的方式发射多个超声脉冲的情况下，即可实现线性分量和奇次非线性基波分量的对称分量与偶次非线性分量和奇次非线性基波分量的非对称分量的相互分离。

(5) 从第二操作信号中提取所需要的信号分量；

如前文所述，第二操作信号中的线性基波和非线性基波的对称分量都被调制到了 $F_s/2$ 两边，即调制到了较高的频率位置，而非线性基波的非对称分量和二次非线性分量仍然被保留在原来的频率位置处。因此，第二操作信号中的线性基波和非线性基波的对称分量被与非线性基波的非对称分量和二次非线性分量在频域中分离。此时，通过第一提取单元即可从第二操作信号中提取出所需要的信号分量。

例如，一个实施例中，第一提取单元可以为低通滤波器。从第二操作信号中提取出的信号分量可以是非线性基波的非对称分量。例如，第二操作信

号经过低通滤波器后，被从原来频率位置 F_0 移到 $(F_s/2) \pm F_0$ 的线性基波和非线性基波的对称分量会被低通滤波器滤除，而输出非线性基波分量的非对称分量。如图 6 所示，图 6(A) 和图 6(B) 分别给出了本发明一个实施例中的第二操作信号经过低通滤波器滤波后输出的非线性基波分量的时域波形示意图和频谱示意图。

当然，本发明一个实施例中，通过第一提取单元也可以从第二操作信号中提取出偶次非线性分量，比如二次非线性分量。

(6) 根据提取出的信号分量生成目标区域的图像；

提取出所需的信号分量比如非线性基波分量的非对称分量和/或二次非线性分量后，即可用这些提取出的信号分量来生成目标区域的图像。根据这些信号分量生成目标区域的图像的方法可以使用业内常用的方法，在此不再赘述。

前述各实施例中，第三超声脉冲的幅度权重与第一超声脉冲和第二超声脉冲的幅度权重之和方向相反。其它的实施例中，第三超声脉冲的幅度权重也可以与第一超声脉冲和第二超声脉冲的幅度权重之和方向相同。此时，在对第三超声回波信号进行降采样处理之前，可以首先对第三超声回波信号进行取反处理，即在前述实施例中的第二降采样单元 24 之前加一个反相器，如图 7 所示。本实施例中的其它结构和处理方法可以与前述的各实施例相同或类似，在此不再赘述。

本发明一个实施例中，图 2 所示的超声成像的过程还可以包括：

发射/接收选择开关 3 切换为发射模式，发射电路 2 通过探头 1 发射第四超声脉冲；

发射/接收选择开关 3 切换为接收模式，接收电路 4 通过探头 1 接收目标区域反射回来的超声回波，获得第四超声回波信号；

其中，第三超声脉冲的幅度权重与第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等、方向相反；第四超声脉冲的幅度权重与第一超声脉

冲和第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等，方向相同。

然后，信号处理模块 6 基于接收到的第一超声回波信号、第二超声回波信号、第三超声回波信号和第四超声回波信号提取出所需要的回波信号分量，然后信号处理模块 7 根据提取出的回波信号分量生成目标区域的超声图像。

本实施例中，如图 8 所示，信号处理模块除了包括第一求和单元 20、第一降采样单元 22、第二降采样单元 24、第一交叉拼接单元 26 和第一提取单元 28 之外，还包括反相器 30、第三降采样单元 32、第二交叉拼接单元 34 和第二求和单元 36。

本实施例中，信号处理模块的处理过程可以包括：

第一超声回波信号和第二超声回波信号输入第一求和单元 20，第一求和单元 20 对第一超声回波信号和第二超声回波信号求和，获得第一操作信号。获得的第一操作信号送入第一降采样单元 22，第一降采样单元 22 对第一操作信号进行降采样，获得第一操作降采样信号；

第三超声回波信号输入第二降采样单元 24，第二降采样单元 24 对第三超声回波信号进行降采样，获得第三超声回波降采样信号；

第四超声回波信号输入反相器 30，反相器 30 对第四超声回波信号取反，获得第四超声回波取反信号，然后输入第三降采样单元 32，第三降采样单元 32 对取反后的第四超声回波信号进行降采样，获得第四超声回波取反降采样信号；

然后，第一操作降采样信号和第三超声回波降采样信号输入第一交叉拼接单元 26，第一交叉拼接单元 26 对第一操作降采样信号和第三超声回波降采样信号进行交叉拼接，获得第二操作信号。第一操作降采样信号和第四超声回波取反降采样信号输入第二交叉拼接单元 34，第二交叉拼接单元 34 对第一操作降采样信号和第四超声回波取反降采样信号进行交叉拼接，获得第三操作信号；

获得的第二操作信号和第三操作信号输入第二求和单元 36，第二求和单

元 36 将第二操作信号和第三操作信号求和，获得第四操作信号；

获得的第四操作信号送入第一提取单元 28，第一提取单元 28 从该第四操作信号中提取出所需要的回波信号分量，比如超声回波信号中所包含的非线性基波分量或二次非线性分量。

本实施例中，对第一操作信号、第三超声回波信号和第四超声回波信号进行降采样的处理方法和降采样前对其信号的预处理方法、第一操作降采样信号和第四超声回波取反降采样信号进行交叉拼接的方法和第一操作降采样信号和第三超声回波降采样信号进行交叉拼接的方法可以与前述实施例中的相应方法相同或类似，在此不再赘述。从第四操作信号中提取所需的信号分量的方法可以是低通滤波方法，第一提取单元 28 可以是低通滤波器。

例如，记第四超声回波信号为 $S3(n)$ ，对其取反，获得 $-S3(n)$ ，然后进行与 $S2(n)$ 相同的处理。例如，记第四超声回波取反降采样信号为 $T3(n)$ ，一个实施例中， $-S3(n)$ 信号中延时一个点后每间隔一个点取值作为 $T3(n)$ 的值，例如：取

$$T3(1) = -S3(2);$$

$$T3(2) = -S3(4);$$

...

$$T3(n) = -S3(2n);$$

其中 $\eta = 1, 2, 3, \dots, N$ ， N 为 $T3(\eta)$ 的长度，即 $T3(\eta)$ 的总数据点数。

或者，另一个实施例中，第三降采样单元 32 也可以与 $S1(n)$ 类似地在降采样之前先对 $-S3(n)$ 做一些预处理，例如，可以将 $-S3(n)$ 中每个点与相邻的至少一个点相加，然后将相加得到的和替换该点，然后再对预处理过的 $-S3(n)$ 延时一个点后每间隔一个点取值作为 $T3(n)$ 的值。例如，也就是 $T3(\eta)$ 可以取：

$$T3(1) = -[S2(2) + S2(3)];$$

$$T3(2) = -[S2(4) + S2(5)];$$

...

$$T3(n) = -[S2(2n) + S2(2n+1)];$$

其中 $n = 1, 2, 3, \dots, N$, N 为 $T2(n)$ 的长度 , 即 $T2(n)$ 的总数据点数。

本实施例中 , 交叉拼接处理获得的第二操作信号和第三操作信号中 , 线性基波和非线性基波的对称分量都被调制到了 $F_s/2$ 两边 , 即调制到了较高的频率位置 , 而非线性基波的非对称分量和二次非线性分量仍然被保留在原来的频率位置处。第二操作信号和第三操作信号求和后经过第一提取单元 28 提取出所需的分量 , 由于第二操作信号和第三操作信号中的信号是相互相关的 , 而其中的噪声是不相关的 , 这样第二操作信号和第三操作信号求和后再提取所需的信号分量可以进一步提高提取出的信号分量的信噪比。

如图 9 所示 , 本发明另一实施例中 , 图 8 所示的实施例中还可以包括第四降采样单元 38、第三交叉拼接单元 40 和第二提取单元 50。

如前文所述 , 一个实施例中 , 从第三超声回波信号 $S2(n)$ 或经过预处理的第三超声回波信号中延时一个点后每间隔一个点取值作为第三超声回波降采样信号 $T2(n)$ 的值。本实施例中 , 第四超声回波信号 $S3(n)$ 还经过第四降采样单元 38, 第四降采样单元 38 从第四超声回波信号 $S3(n)$ 或对第四超声回波信号作与前文所述预处理一样的预处理后每间隔一个点取值作为第四超声回波降采样信号 $T4(n)$ 的值。具体的降采样和预处理过程与前述各实施例相同或类似 , 在此不再赘述。

然后 , 第三超声回波降采样信号 $T2(n)$ 和第四超声回波降采样信号 $T4(n)$ 在第三交叉拼接单元 40 进行交叉拼接 , 具体的交叉拼接的方法和过程与前述各实施例中的交叉拼接方法和过程相同或类似 , 在此不再赘述。交叉拼接后 , 获得第五操作信号 , 记为 $X3(n)$ 。

第五操作信号 $X3(n)$ 由第三超声回波信号 $S2(n)$ (幅度权重例如为 -1) 和第四超声回波信号 $S3(n)$ (幅度权重例如为 1) 经过降采样后交叉拼接而获得。而 $S2(n)$ 和 $S3(n)$ 中既包含基波分量也包含二次非线性分量。如图 10(A) 和 (B) 所示 , 分别示出了一个实施例中的 $S2(n)$ 和 $S3(n)$ 中的基波和二次非线性分量

的时域波形示意图。其中 $S2(n)$ 和 $S3(n)$ 中的线性基波分量具有相同的幅度，但极性相反(180 度相差)；而二次非线性分量相位相同。

如图 10(C) 和 (D) 所示，其中图 10(C) 为一个实施例中的 $X3(n)$ 的时域波形示意图，(D) 为一个实施例中的 $X3(n)$ 的频谱示意图。如图 11 所示，其中(A) 和 (C) 分别为 $X3(n)$ 中的线性基波分量的时域波形示意图和频谱示意图，(B) 和 (D) 分别为 $X3(n)$ 中的二次非线性分量的时域波形示意图和频谱示意图。

从图 10(C)、(D) 和图 11 中可以看出，在第五操作信号 $X3(n)$ 中，线性基波分量从 $F0$ 处被调制到 $(Fs/2) \pm F0$ 处，而二次非线性分量在频域仍然保留在原来位置 $2F0$ 处。

因此，第五操作信号经过第二提取单元 50，即可提取出其中的二次非线性分量。该第二提取单元 50 可以为低通滤波器。

本实施例中，用对幅度权重为 -1 和 1 的第三超声脉冲和第四超声脉冲的对应的回波信号（即第三超声回波信号和第四超声回波信号）获得经过交叉拼接的第五操作信号，这样可以增加第五操作信号中的二次非线性分量的强度，更利于后续的对二次非线性分量的提取。

本实施例中，直接使用了第二降采样单元 24 对第三超声回波信号延时一个点之后降采样获得的第三超声回波降采样信号。本发明其它的实施例中，第三超声回波信号的降采样处理也可以不是由第二降采样单元 24 完成，而是另外设置第五降采样单元 52 完成，如图 12 所示。此时，可以是第五降采样单元 52 对第三超声回波信号降采样，而第四降采样单元 38 对第四超声回波信号延时一个点后降采样；也可以是第四降采样单元 38 对第四超声回波信号降采样，而第五降采样单元 52 对第三超声回波信号延时一个点后降采样。获得的第三超声回波降采样信号和第四回波降采样信号经过第三交叉拼接单元 40 交叉拼接之后获得第五操作信号，然后第二提取单元 50 从第五操作信号中提取出二次非线性分量。

本实施例中其它的模块的结构和方法可以与前述各实施例相同或类似，

在此不再赘述。

如图 13 所示，本发明一个实施例中，第四操作信号和第五操作信号也可以不是分别经过各自的提取单元提取所需的信号分量，而是输入第三求和单元 56，第三求和单元 56 将第四操作信号和第五操作信号求和，获得第六操作信号。然后第一提取单元 28 从第六操作信号中提取出所需的信号分量。

如图 14 所示，其中 14(A) 为一个实施例中的第六操作信号的时域波形示意图，14(B) 为 14(A) 中的第六操作信号的频谱示意图。可见，第六操作信号中包含线性基波分量、非线性基波分量和二次非线性分量。从图 14(B) 中的频谱中可以看出，频域中非线性基波的非对称分量位于频率位置 F_0 处，二次非线性分量位于频率位置 $2F_0$ 处，非线性基波的对称分量和线性基波分量被调制到了频率位置 $F_s/2 \pm F_0$ 处。

因此，这里可以进行宽带检测，通过例如低通滤波即可同时提取出非线性基波分量的非对称分量和二次非线性分量。如图 14(C) 和 14(D) 所示，其中 14(C) 为第六操作信号经过低通滤波器处理后的时域波形示意图，14(D) 为其频谱示意图。

本发明实施例中，对多个幅度以及相位(或极性)不同的超声脉冲的回波进行处理并调制回波信号，从而使调制后的信号中的线性分量和奇次非线性分量的对称分量被搬离原来的频率位置，而偶次非线性分量(例如二次非线性分量)和奇次非线性分量的非对称分量，尤其是造影剂回波中的三次和更高阶奇次成分产生的非线性基波，仍保留在原来的频率位置，从而需要按照相互之间延时发射的方式发射多个超声脉冲的情况下即可使得超声回波信号中偶次非线性分量和奇次非线性分量的非对称分量与线性分量和奇次非线性分量的对称分量分离，并可以很方便地从超声回波信号中提取出奇次非线性分量的非对称分量和/或偶次非线性分量用于后续的成像过程，比如造影成像。而且本发明的实施例在不需要按照相互之间延时发射的方式发射多个超声脉冲的情况下，即可实现线性分量和奇次非线性分量的对称分量与偶次非线性

分量和奇次非线性分量的非对称分量，避免了控制多个超声脉冲按照相互之间延时发射的方式发射的控制过程。

以上通过具体的实施例对本发明进行了说明，但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白，还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等，这些变换只要未背离本发明的精神，都应在本发明的保护范围之内。此外，以上多处所述的“一个实施例”表示不同的实施例，当然也可以将其全部或部分结合在一个实施例中。

权利要求书

1、一种超声成像的方法，其特征在于，包括：

向目标区域发射第一超声脉冲；

接收从所述目标区域反射的所述第一超声脉冲的超声回波，获得第一超声回波信号；

向所述目标区域发射第二超声脉冲；

接收从所述目标区域反射的所述第二超声脉冲的超声回波，获得第二超声回波信号；

向所述目标区域发射第三超声脉冲；

接收从所述目标区域反射的所述第三超声脉冲的超声回波，获得第三超声回波信号；

根据所述第一超声回波信号、所述第二超声回波信号和所述第三超声回波信号提取回波信号分量；

根据所述回波信号分量生成所述目标区域的超声图像；

其中，所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等。

2、如权利要求1所述的方法，其特征在于：

所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和方向相反；

其中所述根据所述第一超声回波信号、所述第二超声回波信号和所述第三超声回波信号提取回波信号分量包括：

将所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号求和，获得第一操作信号；

将所述第三超声回波信号与所述第一操作信号交叉拼接，获得第二操作信号；

从所述第二操作信号中提取回波信号分量。

3、如权利要求2所述的方法，其特征在于，所述将所述第三超声回波信号与所述第一操作信号交叉拼接，获得第二操作信号包括：

降采样所述第三超声回波信号，获得第三超声回波降采样信号；

降采样所述第一操作信号，获得第一操作降采样信号；

将所述第三超声回波降采样信号与所述第一操作降采样信号交叉拼接，获得第二操作信号。

4、如权利要求3所述的方法，其特征在于：

在降采样所述第三超声回波信号之前还包括：

将所述第三超声回波信号的每个第三超声回波信号数据点与至少一个相邻第三超声回波信号数据点相加，相加所得的和替代所述第三超声回波信号数据点；和/或

在降采样所述第一操作信号之前还包括：

将所述第一操作信号的每个第一操作信号数据点与至少一个相邻第一操作信号数据点相加，相加所得的和替代所述第一操作信号数据点。

5、如权利要求1所述的方法，其特征在于，还包括：

向所述目标区域发射第四超声脉冲；

接收从所述目标区域反射的所述第四超声脉冲的超声回波，获得第四超声回波信号；

其中：

所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和方向相反；

所述第四超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等，方向相同；以及

根据所述第一超声回波信号、所述第二超声回波信号、所述第三超声

回波信号和所述第四超声回波信号提取回波信号分量；

根据所述回波信号分量生成所述目标区域的超声图像。

6、如权利要求5所述的方法，其特征在于，所述根据所述第一超声回波信号、所述第二超声回波信号、所述第三超声回波信号和所述第四超声回波信号提取回波信号分量包括：

将所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号求和，获得第一操作信号；

将所述第三超声回波信号与所述第一操作信号交叉拼接，获得第二操作信号；

将所述第四超声回波信号取反后与所述第一操作信号交叉拼接，获得第三操作信号；

将所述第二操作信号和所述第三操作信号求和，获得第四操作信号；

从所述第四操作信号中提取回波信号分量。

7、如权利要求6所述的方法，其特征在于，所述将所述第三超声回波信号与所述第一操作信号交叉拼接，获得第二操作信号以及将所述第四超声回波信号取反后与所述第一操作信号交叉拼接，获得第三操作信号包括：

降采样所述第一操作信号，获得第一操作降采样信号；

降采样所述第三超声回波信号，获得第三超声回波降采样信号；

将所述第四超声回波信号取反，获得第四超声回波取反信号；

降采样所述第四超声回波取反信号，获得第四超声回波取反降采样信号；

将所述第三超声回波降采样信号与所述第一操作降采样信号交叉拼接，获得第二操作信号；

将所述第四超声回波取反降采样信号与所述第一操作降采样信号交叉拼接，获得第三操作信号。

8、 如权利要求 7 所述的方法，其特征在于：

在降采样所述第一操作信号之前还包括：

将所述第一操作信号的每个第一操作信号数据点与至少一个相邻第一操作信号数据点相加，相加所得的和替代所述第一操作信号数据点；和/或

在降采样所述第三超声回波信号之前还包括：

将所述第三超声回波信号的每个第三超声回波信号数据点与至少一个相邻第三超声回波信号数据点相加，相加所得的和替代所述第三超声回波信号数据点；和/或

在降采样所述第四超声回波取反信号之前还包括：

将所述第四超声回波取反信号的每个第四超声回波取反信号数据点与至少一个相邻第四超声回波取反信号数据点相加，相加所得的和替代所述第四超声回波取反信号数据点。

9、 如权利要求 6 所述的方法，其特征在于，还包括：

将所述第三超声回波信号和所述第四超声回波信号交叉拼接，获得第五操作信号；

从所述第五操作信号中提取偶次非线性分量；

其中还根据所述偶次非线性分量生成所述目标区域的超声图像。

10、 如权利要求 9 所述的方法，其特征在于，所述将所述第三超声回波信号和所述第四超声回波信号交叉拼接，获得第五操作信号包括：

降采样所述第三超声回波信号，获得第三超声回波降采样信号；

降采样所述第四超声回波信号，获得第四超声回波降采样信号；

将所述第三超声回波降采样信号与所述第四超声回波降采样信号交叉拼接，获得第五操作信号。

11、 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于，

在降采样所述第三超声回波信号之前还包括：

将所述第三超声回波信号的每个第三超声回波信号数据点与至少一个相邻第三超声回波信号数据点相加，相加所得的和替代所述第三超声回波信号数据点；和/或

在降采样所述第四超声回波信号之前还包括：

将所述第四超声回波信号的每个第四超声回波信号数据点与至少一个相邻第四超声回波信号数据点相加，相加所得的和替代所述第一操作信号数据点。

12、如权利要求6所述的方法，其特征在于，还包括：

将所述第四操作信号和所述第五操作信号求和，获得第六操作信号；
从所述第六操作信号中提取回波信号分量。

13、如权利要求1所述的方法，其特征在于：

所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和方向相同；

其中所述根据所述第一超声回波信号、所述第二超声回波信号和所述第三超声回波信号提取回波信号分量包括：

将所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号求和，获得第一操作信号；

将所述第三超声回波信号取反后与所述第一操作信号交叉拼接，获得第二操作信号；

从所述第二操作信号中提取回波信号分量。

14、如权利要求13所述的方法，其特征在于，所述将所述第三超声回波信号取反后与所述第一操作信号交叉拼接，获得第二操作信号包括：

将所述第三超声回波信号取反，获得第三超声回波取反信号；

降采样所述第三超声回波取反信号，获得第三超声回波取反降采样信

号；

降采样所述第一操作信号，获得第一操作降采样信号；

将所述第三超声回波取反降采样信号与所述第一操作降采样信号交叉拼接，获得第二操作信号。

15、如权利要求 14 所述的方法，其特征在于：

在降采样所述第三超声回波取反信号之前还包括：

将所述第三超声回波取反信号的每个第三超声回波取反信号数据点与至少一个相邻第三超声回波取反信号数据点相加，相加所得的和替代所述第三超声回波取反信号数据点；和/或

在降采样所述第一操作信号之前还包括：

将所述第一操作信号的每个第一操作信号数据点与至少一个相邻第一操作信号数据点相加，相加所得的和替代所述第一操作信号数据点。

16、如权利要求 1 至 15 中任意一项所述的方法，其特征在于，其中所述回波信号分量包括非线性基波分量的非对称分量和/或偶次非线性分量。

17、一种超声成像的装置，其特征在于，包括：

探头；

发射电路，所述发射电路通过所述探头向目标区域分别发射第一超声脉冲、第二超声脉冲和第三超声脉冲；

接收电路，所述接收电路通过所述探头分别接收所述第一超声脉冲的超声回波，获得第一超声回波信号；接收所述第二超声脉冲的超声回波，获得第二超声回波信号；接收所述第三超声脉冲的超声回波，获得第三超声回波信号；

信号处理模块，所述信号处理模块根据所述第一超声回波信号、所述

第二超声回波信号和所述第三超声回波信号提取回波信号分量；

图像处理模块，所述图像处理模块根据所述回波信号分量生成所述目标区域的图像；

其中，所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等。

18、如权利要求 17 所述的装置，其特征在于：

所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和方向相反；

其中所述信号处理模块包括：

第一求和单元，所述第一求和单元将所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号求和，获得第一操作信号；

第一交叉拼接单元，所述第一交叉拼接单元将所述第三超声回波信号与所述第一操作信号交叉拼接，获得第二操作信号；

第一提取单元，所述第一提取单元从所述第二操作信号中提取所述回波信号分量。

19、如权利要求 18 所述的装置，其特征在于，所述信号处理模块还包括：

第一降采样单元，所述第一降采样单元降采样所述第一操作信号，获得第一操作降采样信号；

第二降采样单元，所述第二降采样单元降采样所述第三超声回波信号，获得第三超声回波降采样信号；

其中所述第二交叉拼接单元将所述第三超声回波降采样信号与所述第一操作降采样信号交叉拼接，获得第二操作信号。

20、如权利要求 17 所述的装置，其特征在于：

所述发射电路还通过所述探头向目标区域发射第四超声脉冲；

所述接收电路还通过所述探头接收所述第四超声脉冲的超声回波，获得第四超声回波信号；

其中：

所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和方向相反；

所述第四超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和大小相等，方向相同；以及

所述信号处理模块根据所述第一超声回波信号、所述第二超声回波信号、所述第三超声回波信号和所述第四超声回波信号提取所述回波信号分量。

21、如权利要求 20 所述的装置，其特征在于：

其中所述信号处理模块包括：

第一求和单元，所述第一求和单元将所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号求和，获得第一操作信号；

第一交叉拼接单元，所述第一交叉拼接单元将所述第三超声回波信号与所述第一操作信号交叉拼接，获得第二操作信号；

反相器，所述反相器对所述第四超声回波信号取反；

第二交叉拼接单元，所述第二交叉拼接单元将取反的所述第四超声回波信号与所述第一操作信号交叉拼接，获得第三操作信号；

第二求和单元，所述第二求和单元将所述第二操作信号和所述第三操作信号求和，获得第四操作信号；

第一提取单元，所述第一提取单元从所述第四操作信号中提取所述回波信号分量。

22、如权利要求 21 所述的装置，其特征在于，所述信号处理模块还包括：

第一降采样单元，所述第一降采样单元降采样所述第一操作信号，获

得第一操作降采样信号；

第二降采样单元，所述第二降采样单元降采样所述第三超声回波信号，获得第三超声回波降采样信号；

第三降采样单元，所述第三降采样单元降采样取反的所述第四超声回波信号，获得第四超声回波取反降采样信号；

其中所述第一交叉拼接单元将所述第三超声回波降采样信号与所述第二操作降采样信号交叉拼接，获得第二操作信号；

其中所述第二交叉拼接单元将所述第四超声回波取反降采样信号与所述第一操作降采样信号交叉拼接，获得第三操作信号。

23、如权利要求 21 所述的装置，其特征在于，所述信号处理模块还包括：

第三交叉拼接单元，所述第三交叉拼接单元将所述第三超声回波信号和所述第四超声回波信号交叉拼接，获得第五操作信号；

第二提取单元，所述第二提取单元从所述第五操作信号中提取偶次非线性分量；

所述图像处理模块还根据所述偶次非线性分量生成所述目标区域的超声图像。

24、如权利要求 22 所述的装置，其特征在于：所述信号处理模块还包括：

第二降采样单元，所述第二降采样单元降采样所述第三超声回波信号，获得第三超声回波降采样信号；

第四降采样单元，所述第四降采样单元降采样所述第四超声回波信号，获得第四超声回波降采样信号；

其中所述第三交叉拼接单元将所述第三超声回波降采样信号与所述第四超声回波降采样信号交叉拼接，获得第五操作信号。

25、如权利要求 21 所述的装置，其特征在于，所述信号处理模块还包括：

第三交叉拼接单元，所述第三交叉拼接单元将所述第三超声回波信号和所述第四超声回波信号交叉拼接，获得第五操作信号；

第三求和单元，所述第三求和单元将所述第四操作信号与所述第五操作信号求和，获得第六操作信号；

其中所述第一提取单元从所述第六操作信号中提取回波信号分量。

26、如权利要求 21 所述的装置，其特征在于，所述信号处理模块还包括：

第四降采样单元，所述第四降采样单元降采样所述第四超声回波信号，获得第四超声回波降采样信号；

第五降采样单元，所述第五降采样单元降采样所述第三超声回波信号，获得第三超声回波降采样信号；

其中所述第三交叉拼接单元将所述第三超声回波降采样信号与所述第四超声回波降采样信号交叉拼接，获得第五操作信号。

27、如权利要求 16 所述的装置，其特征在于：

所述第三超声脉冲的幅度权重与所述第一超声脉冲和所述第二超声脉冲的幅度权重之和方向相同；

其中所述信号处理模块包括：

第一求和单元，所述第一求和单元将所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号求和，获得第一操作信号；

反相器，所述反相器对所述第三超声回波信号取反；

第一交叉拼接单元，所述第一交叉拼接单元将取反后的所述第三超声回波信号与所述第一操作信号交叉拼接，获得第二操作信号；

第一提取单元，所述第一提取单元从所述第二操作信号中提取所述回波信号分量。

28、如权利要求 27 所述的装置，其特征在于，所述信号处理模块还包括：

第一降采样单元，所述第一降采样单元降采样所述第一操作信号，获得第一操作降采样信号；

第二降采样单元，所述第二降采样单元降采样取反后的所述第三超声回波信号，获得第三超声回波取反降采样信号；

其中所述第一交叉拼接单元将所述第三超声回波取反降采样信号与所述第一操作降采样信号交叉拼接，获得第二操作信号。

29、如权利要求 17 至 28 中任意一项所述的方法，其特征在于，其中所述回波信号分量包括非线性基波分量的非对称分量和/或偶次非线性分量。

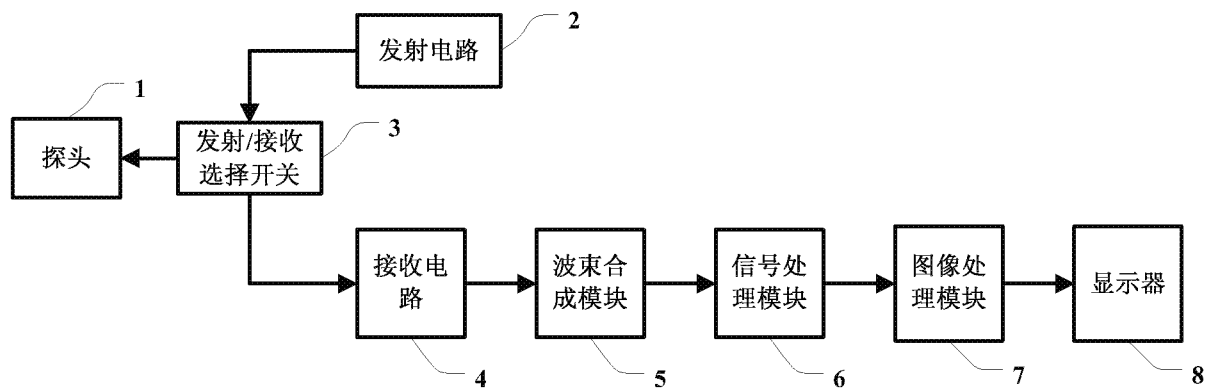


图1

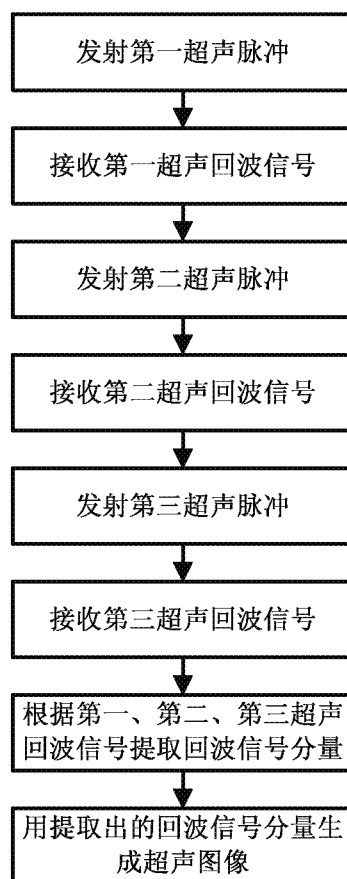


图2

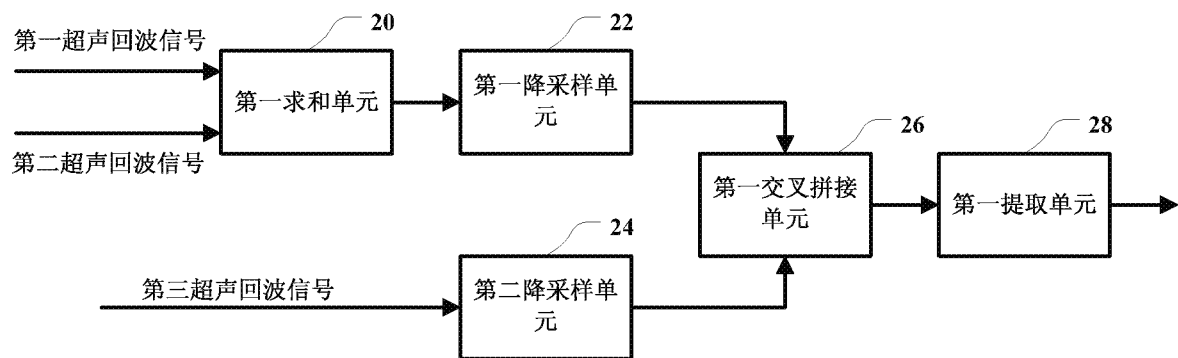


图3

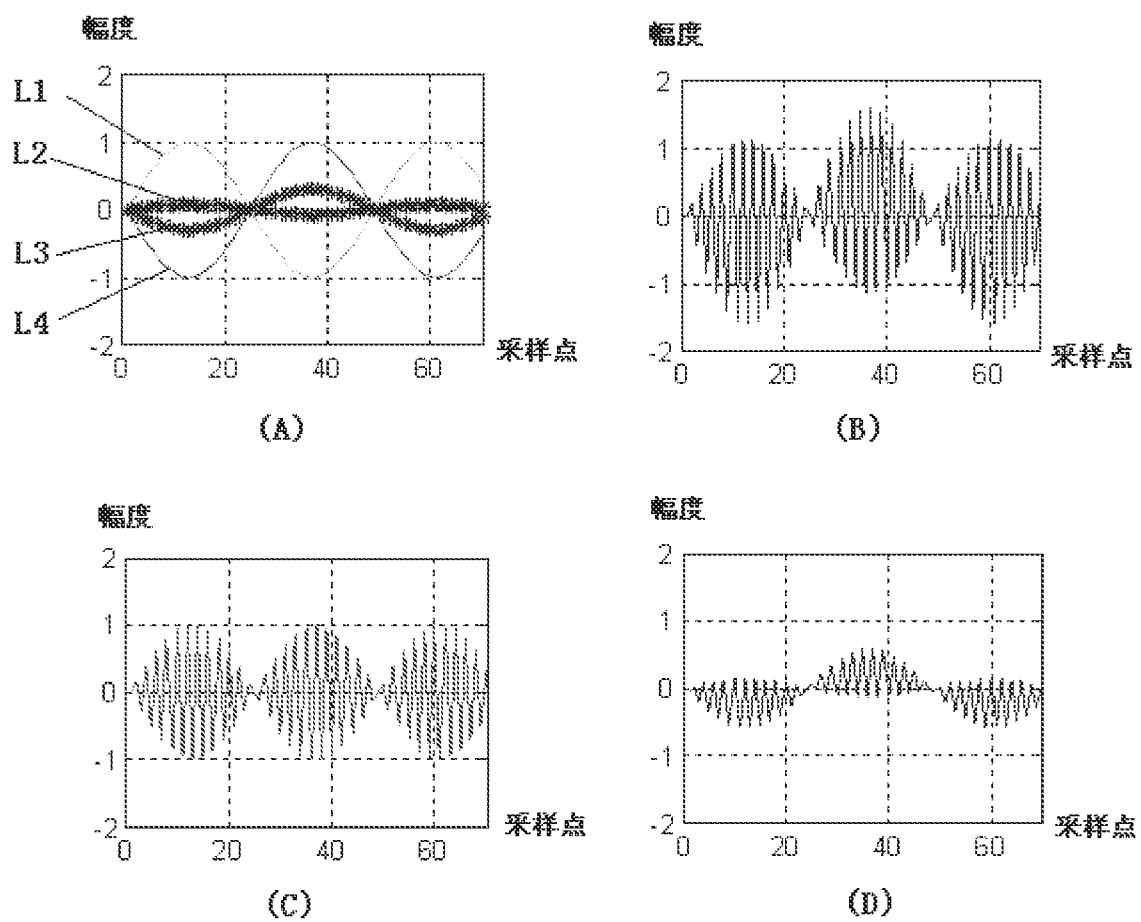


图4

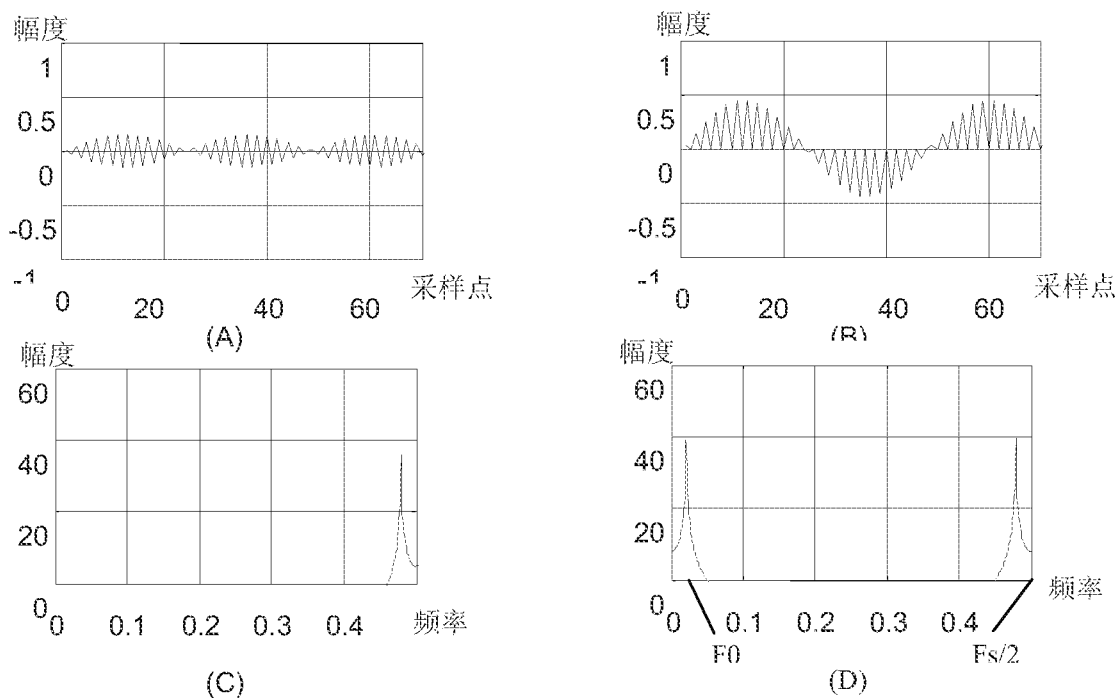


图5

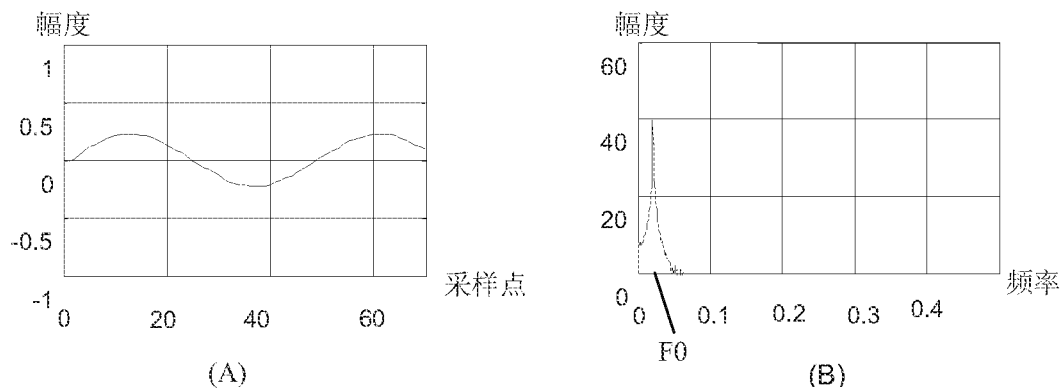


图6

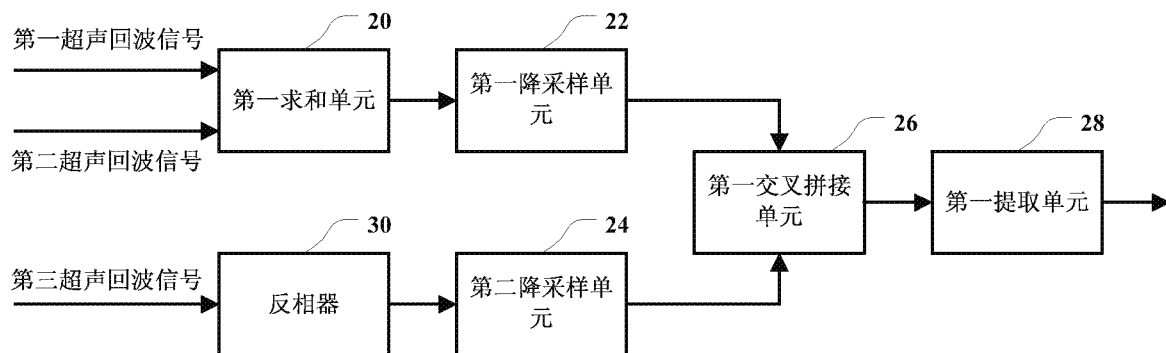


图7

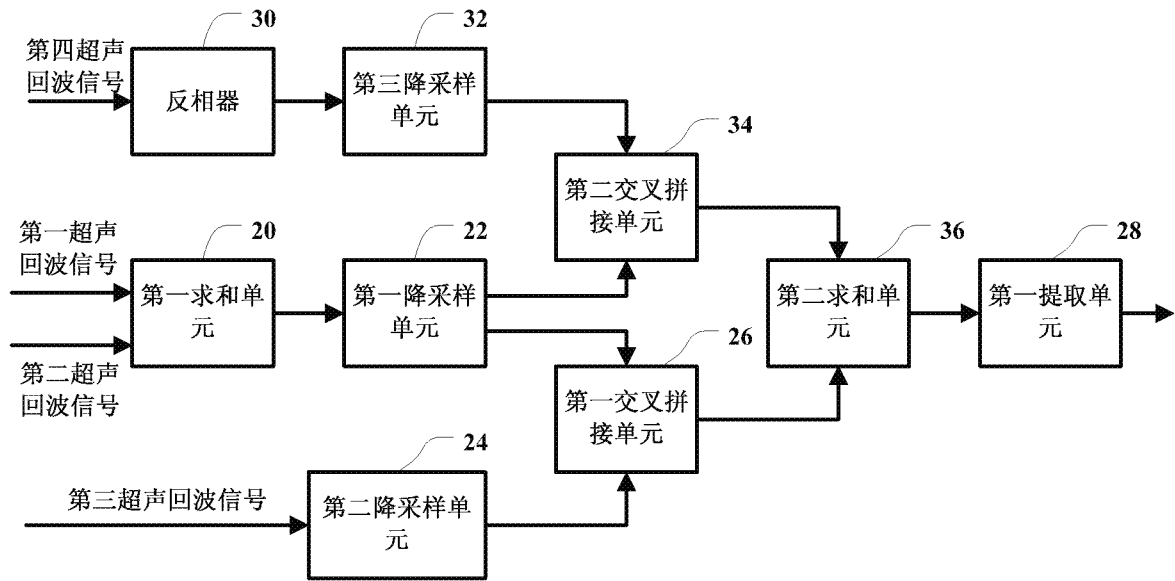


图8

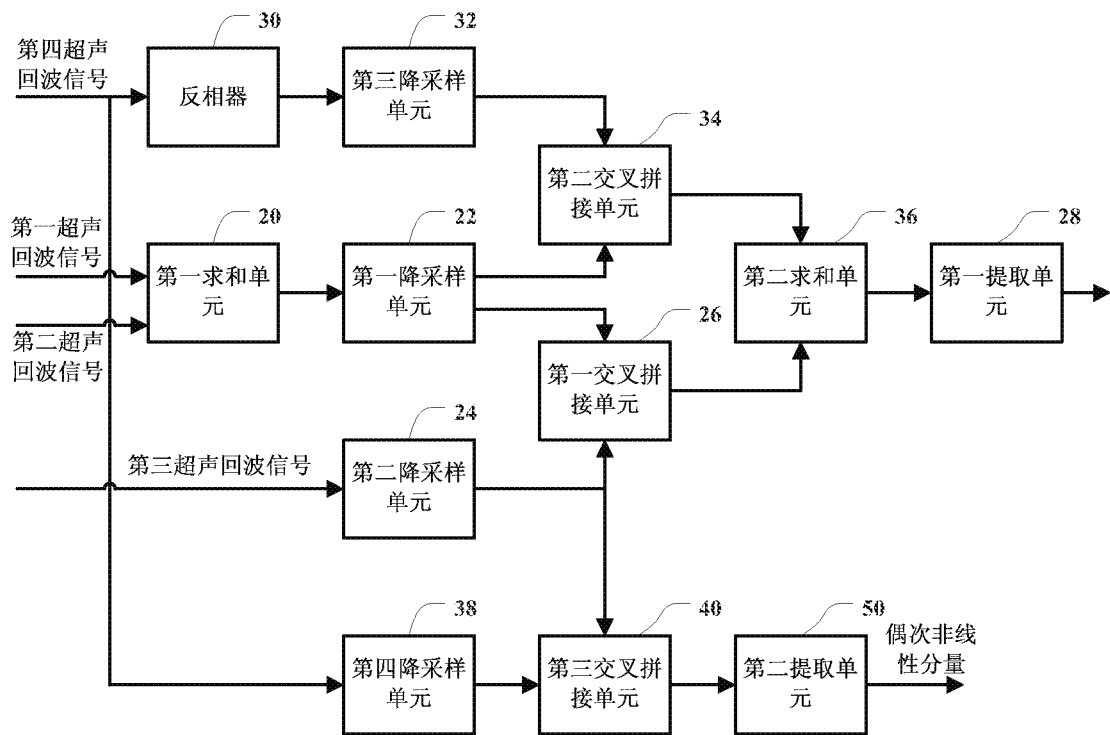


图9

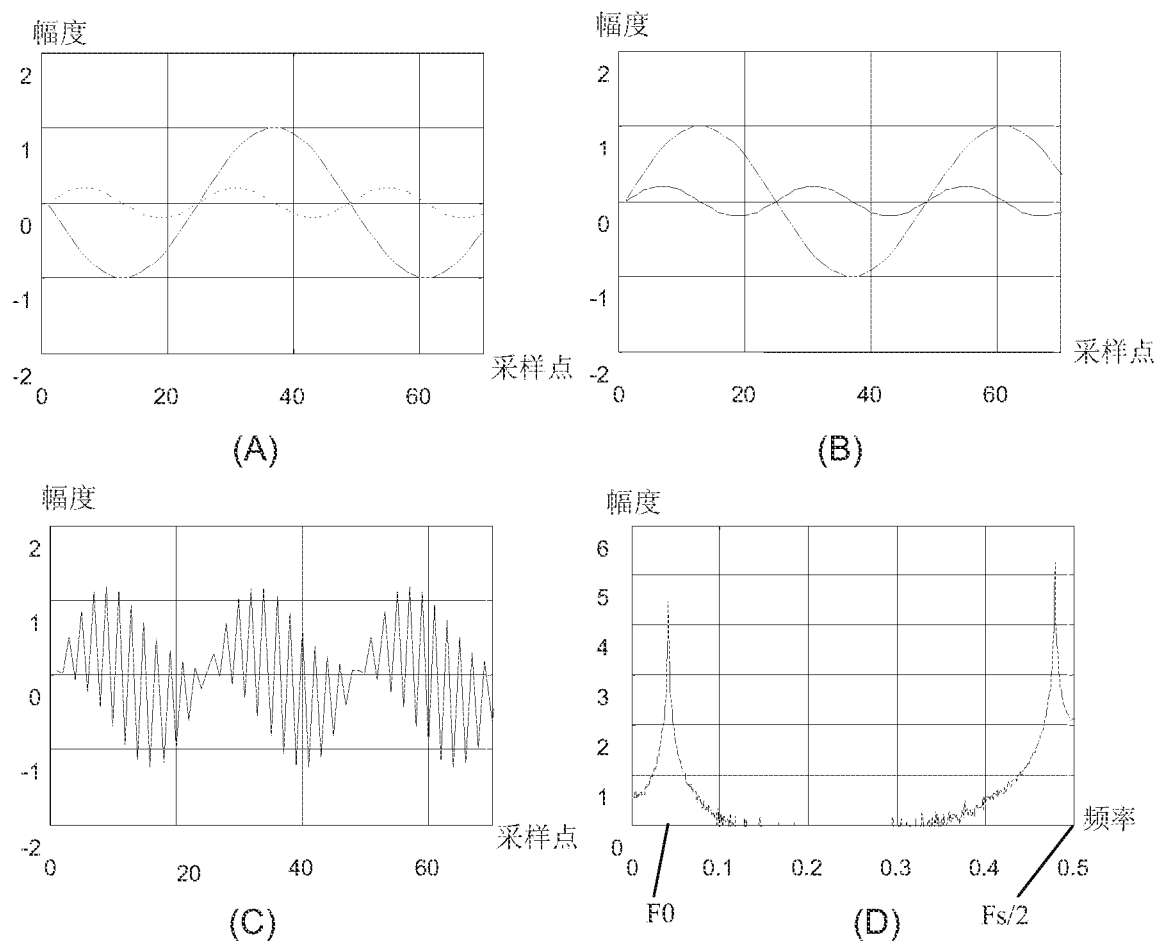


图 10

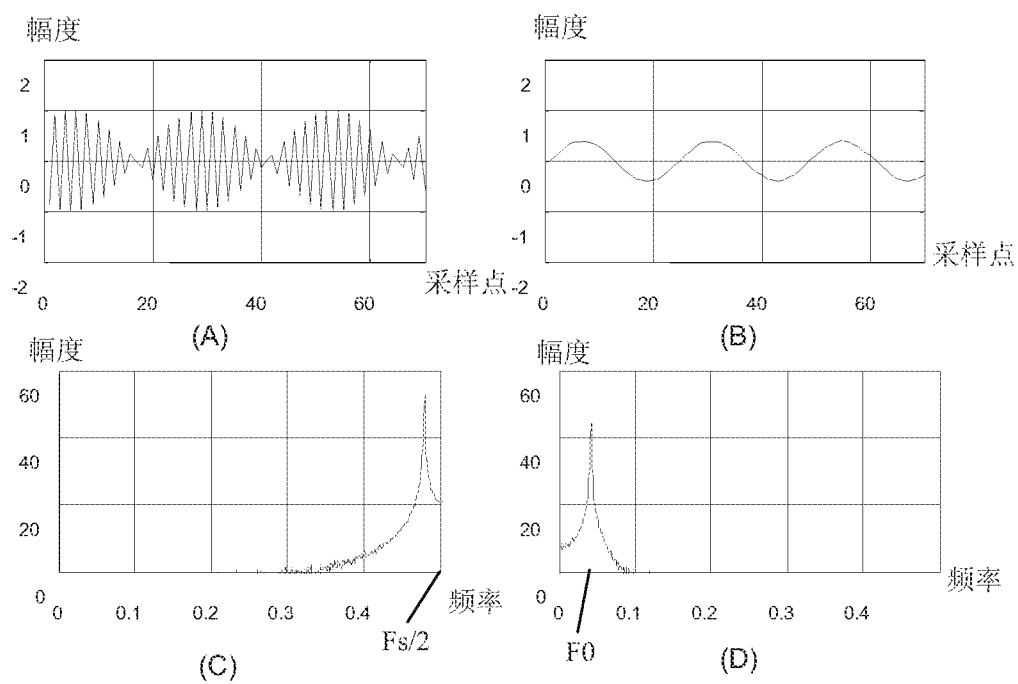


图 11

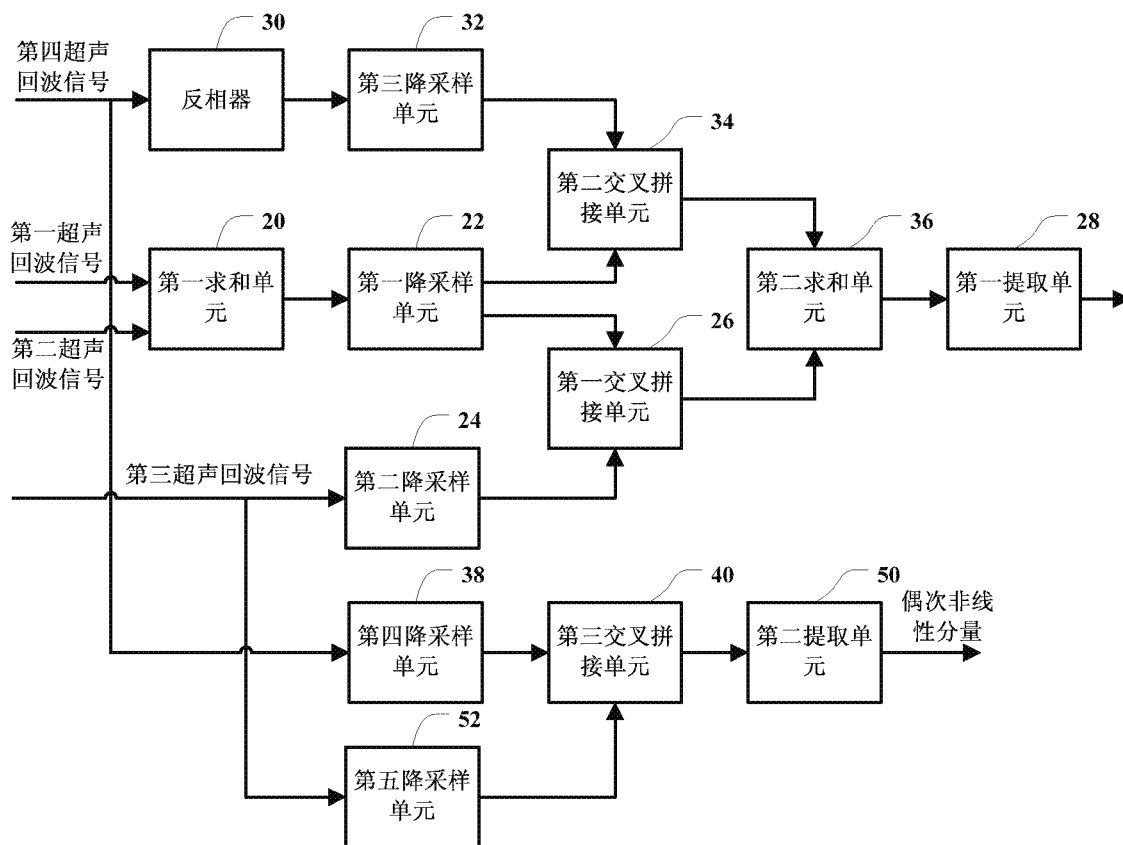


图 12

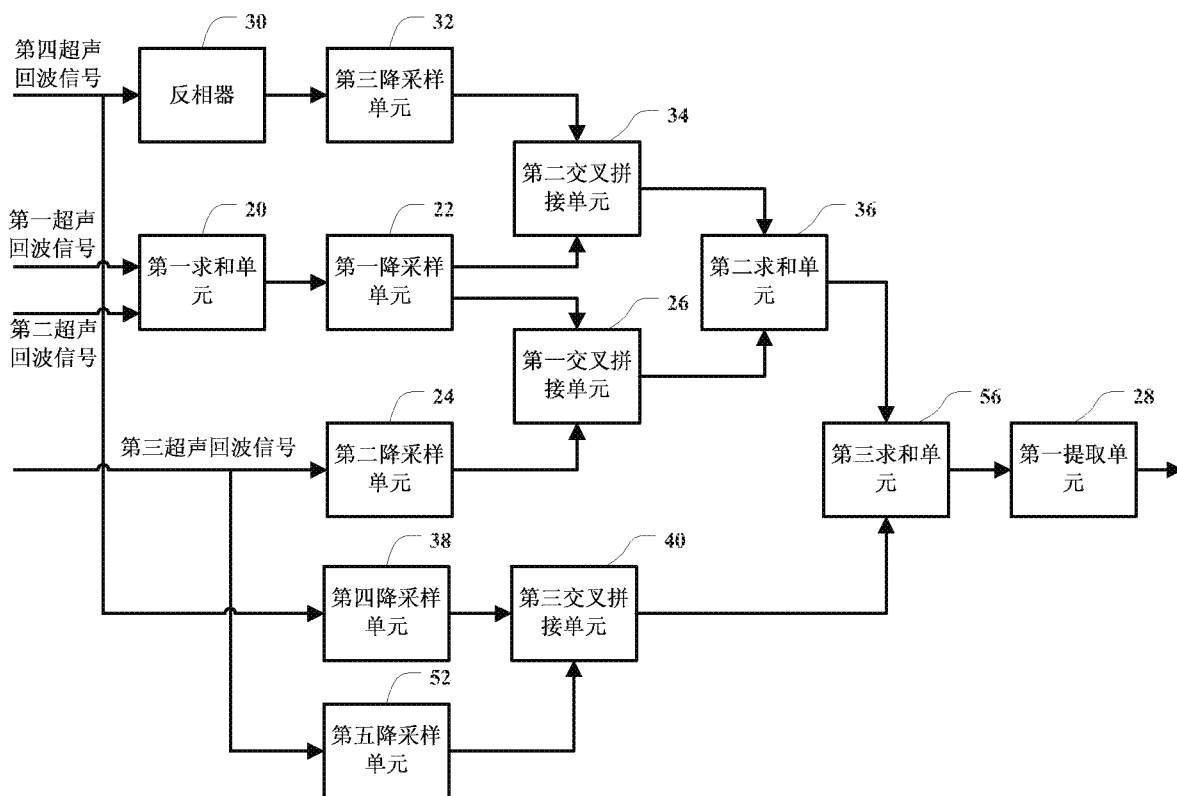


图 13

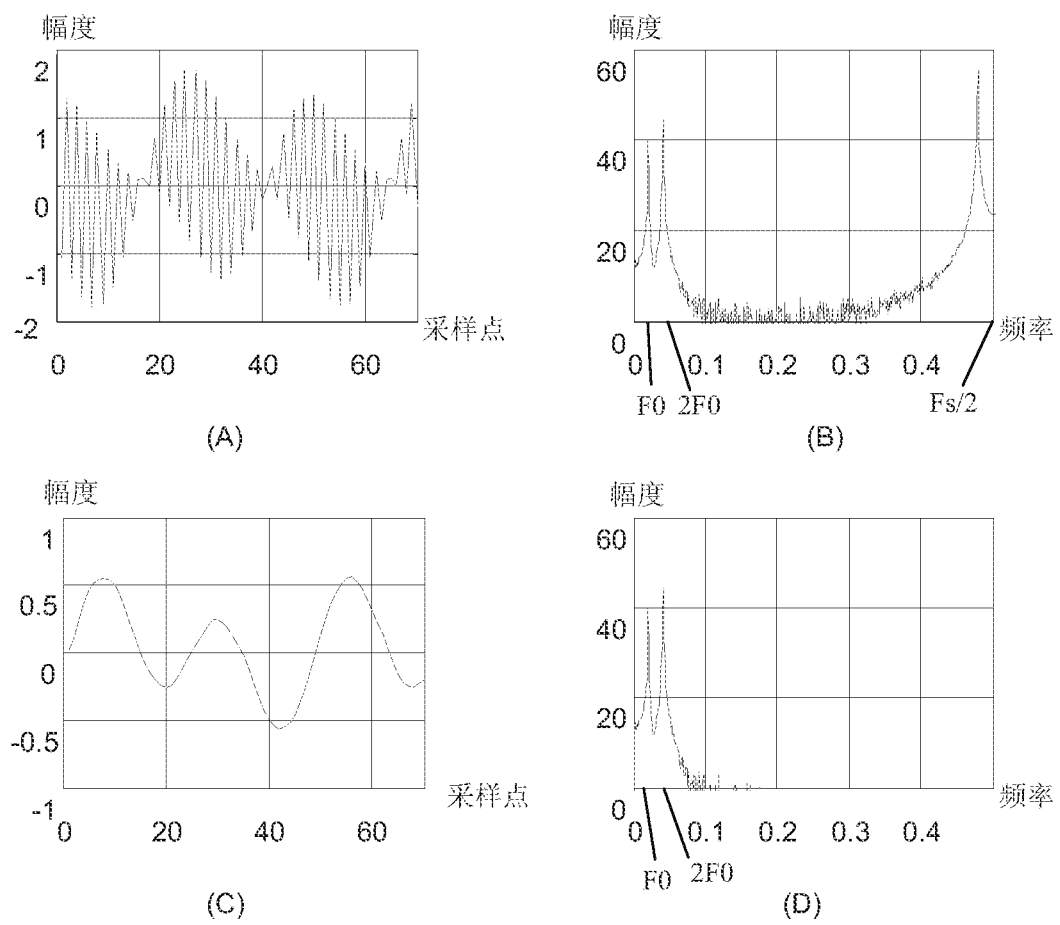


图 14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2012/080925

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

See the extra sheet

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: A61B, G01N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS, CNKI, CNTXT, VEN, IEEE: pulse?, echo??. non? linear, ultrasonic, ultrasound, imag+, amplitude, phase

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 101897597 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.), 01 December 2010 (01.12.2010), description, paragraphs [0004]-[0051] and [0069]-[0081], and figures 1-4	1, 16-17, 29
A	CN 101623204 A (TOSHIBA CORP. et al.), 13 January 2010 (13.01.2010), the whole document	1-29
A	CN 101677804 A (SUPERTEX INC.), 24 March 2010 (24.03.2010), the whole document	1-29
A	US 2005124895 A I (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 09 June 2005 (09.06.2005), the whole document	1-29
A	US 6319203 B I (ATL ULTRASOUND), 20 November 2001 (20.11.2001), the whole document	1-29
A	CN 1500445 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC.), 02 June 2004 (02.06.2004), the whole document	1-29

II Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 27 November 2012 (27.11.2012)	Date of mailing of the international search report 06 December 2012 (06.12.2012)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer WEI, Na Telephone No.: (86-10) 62085616

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2012/080925

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101897597 A	01.12.2010	US 2010298707 A I	25.11 .2010
		WO 2010136905 A 2	02.12.2010
		EP 2434957 A 2	04.04.2012
CN 101623204 A	13.01 .2010	US 2010016723 A I	21.01 .2010
		JP 2010017406 A	28.01 .2010
CN 101677804 A	24.03.201	US 2008242987 A I	02.10.2008
		WO 2008121267 A I	09.10.2008
		EP 2131743 A I	16.12.2009
		INCHENP 200906368 E	26.02.2010
		TW 200901940 A	16.01 .2009
		US 8147409 B 2	03.04.2012
US 2005124895 A I	09.06.2005	None	
US 6319203 B I	20.11.2001	WO 0210795 A 2	07.02.2002
		US 2002032382 A I	14.03.2002
		US 6544182 B 2	08.04.2003
		US 2002042576 A I	11.04.2002
		EP 1315981 A 2	04.06.2003
		JP 2004504911 A	19.02.2004
CN 1500445 A	02.06.2004	US 2004087858 A I	06.05.2004
		DE 10351331 A I	19.05.2004
		JP 2004154572 A	03.06.2004
		US 6783496 B 2	31.08.2004
		CN 101912276 A	15.12.2010
		JP 4640911 B 2	02.03.2011

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2012/080925

CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/14 (2006.01) i

A 61 B 8/00 (2006.01) i

A. 主题的分类

参见附加页

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC: A61B, GOIN

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNABS, CNKI, CNTXT, VEN, IEEE

脉冲, 回波, 非线性, 幅, 超声, 成像

pulse?, echo??. non?linear, ultrasonic, ultrasound, imag+, amplitude, phase

C. 相关文件

类 型 *	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN101897597A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 01.12月2010 (01.12.2010) 说明书第[0004]段至第[0051]段, 第[0069]段至第[0081]段、 附图1-4	1, 16-17, 29
A	CN101623204A (株式会社东芝等) 13.1月2010 (13.01.2010) 全文	1-29
A	CN101677804A (超科公司) 24.3月2010 (24.03.2010) 全文	1-29
A	US2005 124895 A I (Koninklijke Philips Electronics N.V.) 09.6月2005 (09.06.2005) 全文	1-29
A	US63 19203B 1 (ATL Ultrasound) 20.11月2001 (20.11.2001) 全文	1-29
A	CN1500445A (GE医药系统环球科技公司) 02.6月2004 (02.06.2004) 全文	1-29



其余文件在C栏的续页中列出。



因见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

"A" 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

"E" 在国际申请日的% 之前公布的在先申请或专利

"L" 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇
引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引
用的文件 (如具体说明的)

"O" 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

"P" 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

"I" 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了
理解发明之理论或原理的在后文件"X" 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的
发明不是新颖的或不具有创造性"Y" 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件
结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时,
要求保护的发明不具有创造性

"&" 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

27.11月2012 (27.11.2012)

国际检索报告邮寄日期

06.12月2012 (06.12.2012)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:

中华人民共和国国家知识产权局
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号: (86-10)62019451

受权官员

魏娜

电话号码: (86-10) 62085616

国际检索报告

关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2012/080925

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN101897597A	01. 12.2010	US2010298707A1	25. 11.2010
		WO2010136905A2	02. 12.2010
		EP2434957A2	04.04.2012
CN101623204A	13.01.2010	US2010016723A1	21.01.2010
		JP2010017406A	28.01.2010
CN101677804A	24.03.201	US2008242987A1	02. 10.2008
		WO2008121267A1	09. 10.2008
		EP213 1743A1	16. 12.2009
		INCHENP200906368E	26.02.2010
		TW200901940A	16.01.2009
		US8147409B2	03.04.2012
US2005 124895 A 1	09.06.2005	无	
US63 19203B1	20. 11.2001	W O 02 10795 A 2	07.02.2002
		US2002032382A1	14.03.2002
		US6544182B2	08.04.2003
		US2002042576A1	11.04.2002
		EP13 15981 A 2	04.06.2003
		JP200450491 1A	19.02.2004
CN1500445A	02.06.2004	US2004087858A1	06.05.2004
		DE1035 133 1A1	19.05.2004
		JP2004154572A	03.06.2004
		US6783496B2	3 1.08.2004
		CN101912276A	15. 12.2010
		JP464091 1B2	02.03.201 1

主题的分类

A61B 8/14 (2006.01) i

A61B 8/00 (2006.01) i