

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

G01S 15/02 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810198514.7

[43] 公开日 2009年2月4日

[11] 公开号 CN 101357068A

[22] 申请日 2008.9.12

[21] 申请号 200810198514.7

[71] 申请人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路381号

[72] 发明人 韦岗 曹燕 宁更新

[74] 专利代理机构 广州粤高专利代理有限公司

代理人 何淑珍

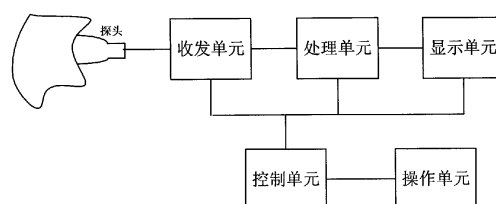
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

[54] 发明名称

基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法与装置

[57] 摘要

本发明公开了基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法与装置，该方法利用正交频分复用调制方式构造相互正交的多频连续基带信号，经调制为多频超声连续发射信号后由超声波探头发送出去，超声探头检测反射回来的稳态回波信号，该信号相当于多路反射波的叠加信号；对经解调后得到接收的多频连续基带信号进行正交分解，利用每路信号互为正交的特性分解出每路接收信号，计算每个界面反射回波的幅度和相对于入射界面的位置来成像。该装置包括超声波探头、控制单元及分别与控制单元连接的操作单元、收发单元、处理单元和显示单元，超声波探头与收发单元相连，处理单元还分别与收发单元和显示单元连接；本发明成像精



1、基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法，其特征在于包括如下步骤：

利用正交频分复用调制方式构造相互正交的多频连续基带信号，并用超声载波将该多频连续基带信号调制为多频超声连续发射信号；超声波探头将该多频超声连续发射信号发送出去，相当于发送多路单频超声波连续信号，每一路信号经过待成像对象的每一个不均匀界面都会有反射；超声探头检测反射回来的稳态回波信号，该回波信号相当于多路反射波的叠加信号；该叠加信号经解调后得到接收的多频连续基带信号，对该多频连续基带信号进行正交分解，利用每路信号互为正交的特性分解出每路接收信号，列出关于每个不均匀界面反射波的幅度和相位的方程组；通过解方程组求出不均匀反射界面反射波的幅度和相位，计算每个界面反射回波的幅度和相对于入射界面的位置来成像。

2、根据权利要求1所述的基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法，其特征在于采用幅度调制或辉度调制方式来显示成像，若采用振幅调制的方式来显示成像，则横坐标为被测组织的深度和不均匀界面之间的距离间隔，纵坐标表示回波的幅度，移动探头就可以获得不同位置处的回波信息；若采用辉度调制的方式来显示成像，则需要快速扫描逐次获得不同位置的深度方向所有界面的反射回波，一帧扫描完成后，便可以获得一幅扫描方向决定的垂直平面二维超声断层图像，显示的成像根据回波的振幅大小来控制荧光屏上的光点辉度，根据不均匀界面的位置来控制光点的位置。

3、根据权利要求1所述的基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法，其特征在于当发射的单频超声波连续信号为 $s(t) = A \cos(2\pi f_0 t)$ ，该信号透过第一非均匀介质界面反射回来的回波信号经过测量为 $d(t, \varphi_1) = A \cos(2\pi f_0 t - \varphi_1)$ ，其中 f_0 是发射信号频率， φ_1 是相位差；当有 N 个非均匀介质界面，根据超声波的透射和反射原理，则接收到的回波信号为

$$d(t, \varphi_1, \dots, \varphi_N) = \sum_{i=1}^N A_i \cos(2\pi f_0 t - \varphi_i) \quad ,$$

为了解出 N 个界面对应的相位差 $\varphi_1, \dots, \varphi_N$ 和幅度 $A_1 \dots A_N$ ，需要构造 $M \geq 2N$ 个方程；利用正交频分复用调制方式构造 M 个相互正交的多频超声连续基带信号，并构造 M 个方程。

4、根据权利要求3所述的基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法，其特征在于取 $M=2N$ ，利用正交频分复用调制方式构造 M 个正交信号，该 M 个正交信号叠加为需要发

送的多频连续基带信号： $s(t, f_1, \dots, f_M) = \sum_{i=1}^M \cos(2\pi f_i t)$ 。

5、一种用于实现权利要求1~4任一项所述方法的装置，其特征在于包括超声波探头、控制单元及分别与控制单元连接的操作单元、收发单元、处理单元和显示单元，超声波探

头与收发单元相连，处理单元还分别与收发单元和显示单元连接。

所述操作单元为人机交互模块，用于操作者选择测量信号的超声波频率和对显示单元的显示方式进行选择；

所述控制单元根据操作单元发出的操作指令来控制收发单元、处理单元和显示单元；

所述收发单元通过将驱动信号传给超声波探头来发送一个超声波，超声波探头也将收到的回波信号传送给收发单元；

所述处理单元用于产生多频正交连续信号和调制解调用的超声载波，并将解调出的多频连续基带信号经过 A/D 采样、量化成数字信号，然后做正交分解，列出关于每个界面反射波的幅度和相位的方程组，再进行计算处理；

所述显示单元对处理单元处理后的结果根据操作者选择的显示方式来显示成像，所述显示方式包括幅度调制和辉度调制方式。

6、根据权利要求 5 所述的装置，其特征在于所述处理单元包括数字信号处理器、调制解调器、振荡器、若干分频器和 A/D 转换器，处理单元完成信号产生和处理的工作：根据控制单元提供的信息产生对应的多频基带信号，基带信号经过调制成为超声波信号并传给收发单元；对收发单元传送过来的回波信号进行解调；对解调后的信号进行处理，计算每个界面反射回波的幅度和相位，再把幅度和相位信息转换为幅度和位置信息，在显示单元按照所选的显示方式来显示成像。

7、根据权利要求 6 所述的装置，其特征在于处理单元包括三个分频器，分频器之一控制输出多声频信号频率，分频器之二控制输出超声载频信号频率，分频器之三控制输出 A/D 采样时钟信号频率。

8、根据权利要求 7 所述的装置，其特征在于多频连续基带信号经超声频载波信号调制后通过有线或无线方式传送到收发单元，再由收发单元发送给超声波探头。

基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法与装置

技术领域

本发明涉及超声波成像技术，具体涉及利用正交频分复用（OFDM）调制方式构造相互正交连续多频超声信号，并通过测量该多频超声信号的稳态回波信号进行成像的方法与装置。

背景技术

目前通用的超声回波成像方法主要有两种：基于单脉冲和基于单频连续波。基于单脉冲的成像方法，是利用超声波在传播路径上遇到介质的不均匀界面时会发生反射的物理特性来实现的。发送端向人体组织发送一个脉冲，由于人体组织和脏器具有不同的声阻抗，使超声波在不均匀界面上反射回波，检测出这些回波信号，对其放大和处理，最后在显示器上显示，即可得到脉冲回波的图像。由发送脉冲和接收的回波脉冲的时间差来估算人体组织间的分布。

基于单频连续波的成像方法，是在发送端发送某一频率的连续波，通过比较发射超声波和其回波之间的相位差来获得回波相对于发射波的延时，从而估算不均匀界面的距离。但是，当有多个反射界面时，回波是由多个不同相位的连续波叠加形成的，会互相干扰，使得难以精确估计每个界面的回波与发射波的相位差。基于单频连续波的成像方法多用于利用多普勒频移来检测回波波源的速度分布。

基于脉冲的成像方法，因为每个脉冲是瞬时波，每个脉冲的宽度（持续时间）相当短，致使接收回波脉冲的检测难度大，容易漏检；若增加瞬时脉冲的宽度，又会给接收回波的装置增加定时（定位）的难度，定位的偏差会带来延时估计比较大的误差。同时，超声探头不能在同一时间发射和接收超声波，只有当探头发射完脉冲以后，处于静止期间，才能进行接收。假设有两个界面 A 和 B 相距很近，当一束脉冲射入时，一部分被 A 面反射，另一部分传到 B 面被反射，如果脉冲前沿经 B 反射到 A 时，A 的反射脉冲后沿还没有离开，这样经 A 反射的脉冲后沿就和经 B 反射的脉冲前沿衔接起来，重叠成一个脉冲，不能分辨出两个脉冲，那么 A、B 两点将不能被分辨。所以，只有当脉冲宽度小于往返两点之间所需的时间时，回波显示器上才能显示出两个独立的回波信号。脉冲宽度愈小，纵向分辨力愈高。但是缩短脉冲宽度又会减小发射超声的能量，影响灵敏度。用单频连续波来获得超声波成像的方法，适合于只有单个反射界面的情况，因为此时只有一个回波，相位估算的精度高。对于有多个反射界面的情况，得到的是多个反射回波的叠加，此时很难估算出每个界面的反射回波。

由此可见，基于脉冲成像的方法会带来纵向分辨力和灵敏度之间的矛盾，而用单频连续波来获得超声波成像的方法又很难估算出多个界面的反射回波。并且这两种方法都易受噪声的干扰，而本发明基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法与装置，可以很好地解

决上述问题。因为该方法接收的反射回波是一个多频的稳态连续波，由于发射的是多频调制波，携带信息多，通过设计专门的算法，能够分解出每个界面的反射回波，并且可消除噪声的影响；由于是连续波，能量稳定，不需要定时，因而检测容易，不存在定时上的误差，同时还能够兼顾纵向分辨力和灵敏度。

发明内容

本发明的目的在于克服现有技术存在的测量误差大、难以兼顾纵向分辨力和灵敏度等不足，提供基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法与装置，该方法利用正交频分复用（OFDM）调制方式来构造相互正交的多频连续基带信号，通过检测稳态的回波信号，计算回波信号相对于发射信号的延时来成像。本发明装置计算精度高，抗干扰性好，抗噪能力强，安装简单，使用方便，且成本低廉。本发明通过如下技术方案实现：

基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法，包括如下步骤：利用正交频分复用（OFDM）调制方式构造相互正交的多频连续基带信号，并用超声载波（载波频率为 f_c ）将该多频连续基带信号调制为多频超声连续发射信号；超声波探头将该多频超声连续发射信号发送出去，相当于发送多路单频超声波连续信号，每一路信号经过待成像对象的每一个不均匀界面都会有反射；超声探头检测反射回来的稳态回波信号，该回波信号相当于多路反射波的叠加信号；该叠加信号经解调后得到接收的多频连续基带信号，对该多频连续基带信号进行正交分解，利用每路信号互为正交的特性分解出每路接收信号，列出关于每个不均匀界面反射波的幅度和相位的方程组；通过解方程组求出不均匀反射界面反射波的幅度和相位，计算每个界面反射回波的幅度和相对于发射波的延时（位置）来成像。

用于上述方法的装置包括超声波探头、控制单元及分别与控制单元连接的操作单元、收发单元、处理单元和显示单元，超声波探头与收发单元相连，处理单元还分别与收发单元和显示单元连接；

操作单元为人机交互模块，用于操作者选择测量信号的超声波频率和对显示单元的显示方式进行选择；

控制单元根据操作单元发出的操作指令来控制收发单元、处理单元和显示单元；

收发单元通过将驱动信号传给超声波探头来发送一个超声波，超声波探头也将收到的回波信号传送给收发单元；

处理单元用于产生多频正交连续信号和调制解调用的超声载波，并将解调出的多频连续基带信号经过 A/D 采样、量化成数字信号，然后做正交分解，列出关于每个界面反射波的幅度和相位的方程组，再进行计算处理；

显示单元对处理单元处理后的结果根据操作者选择的显示方式来显示成像，所述显示方式包括幅度调制和辉度调制方式；

上述装置中，所述处理单元包括数字信号处理器、调制解调器、振荡器、若干分频器和 A/D 转换器，处理单元完成信号产生和处理的工作；根据控制单元提供的信息产生对应

的多频连续基带信号，基带信号经过调制成为超声波信号并传给收发单元；对收发单元传送过来的回波信号进行解调；对解调后的信号进行处理，计算每个界面反射回波的幅度和相对于发射波的延时（位置）。

上述装置中，所述处理单元包括三个分频器：分频器之一控制输出多声频信号频率，分频器之二控制输出超声载频信号频率，分频器之三控制输出 A/D 采样时钟信号频率。多频连续基带信号经超声载波信号调制后通过有线或无线方式传送到收发单元，再由收发单元发送给超声波探头。

本发明的过程为：通过操作单元发出操作指令，然后控制单元发出相应的控制给处理单元，处理单元立即给本次操作产生特定的多频基带信号和调制解调超声频信号，即配置分频器 1（控制输出多声频信号频率）、分频器 2（控制输出超声载频信号频率）和分频器 3（控制输出 A/D 采样时钟信号频率）的控制参数。随后多频连续基带信号经超声载波信号调制后通过有线或无线方式传送到收发单元，再由收发单元发送给探头。

然后收发单元等待控制单元发出接收回波的命令，收发单元接收到稳态的回波后给处理单元，处理单元对稳态回波先解调，然后做正交分解，列出关于每个界面反射波的幅度和相位的方程组。

最后通过解方程组求出非均匀反射界面反射波的幅度和相位。

若采用振幅调制的方式（A 型超声诊断仪所用的方式）来显示成像，则横坐标为被测组织的深度和不均匀界面之间的距离间隔（计算出来的相位转换成延时，再转换成距离），纵坐标表示回波的幅度，移动探头就可以获得不同位置处的回波信息。若采用辉度调制的方式（B 型超声诊断仪所用的方式）来显示成像则需要快速扫描逐次获得不同位置的深度方向所有界面的反射回波。一帧扫描完成后，便可以获得一幅扫描方向决定的垂直平面二维超声断层图像。显示的成像根据回波的强弱（即是振幅的大小）来控制荧光屏上的光点辉度，根据不均匀界面的位置（由相位求得）来控制光点的位置。

与现有技术相比，本发明具有以下优点：

1、本发明测量精度高。根据超声协会所定标准，超声波在人体软组织中平均声速为 1540m/s，基于超声波脉冲成像方法中脉冲宽度一般是几 μs ，假设 $1\mu\text{s}$ ，则接收回波脉冲定时最大误差为 $1\mu\text{s}$ ，带来的测量距离误差是 $1540\text{m/s} \times 1\mu\text{s} = 1.54\text{mm}$ ，所以其测量精度 1.54mm。而本发明的测量精度可以提高很多，假设控制单元的 A/D 采样率为 10MHz（ $1 \times 10^6 \text{Hz}$ ），测量误差为一个样点，那么测量精度为 0.154 mm。而且还可以通过设计数字信号处理算法进一步提高相位的估计精度，从而提高测量精度。

2、本发明抗干扰性好，利用每路信号相互正交的特性来消除相互之间的干扰。而且因为噪声和每路信号不相关，所以还能消除噪声的影响。

3、由于本发明接收到的反射回波是一个稳态连续波，能量稳定，所以检测容易，不需要定时，因而不存在定时上的误差，既可以提高纵向分辨力，又可以保证测量的灵敏度。

4、由于本发明采用单探头，所以对换能器的要求降低，使得成本降低。现代社会人们对健康、疾病越来越关注，成本的降低使得该装置很适合农村、社区和家庭医疗使用。

5、由于本发明的成像精度不再依赖于测量的精度，而是与 A/D 采样率、计算精度相关，所以一方面可以提高采样率来提高测量精度，另外一方面可以把测得的稳态连续回波存储或者通过网络发送到大型的处理机来处理计算，通过增加计算量来提高幅度和相位的估计精度，得到更为精确的成像结果，诊断出细微的病理变换，提高诊断水平。

6、随着现代处理器（处理机）计算处理能力的大大提高，本发明的信号处理过程中求解(公式 10)或者(公式 11)的幅度和相位不再是难题，所以该技术是可行的，且适用性强。

7、本发明装置简单，安装使用方便，可以应用于探头、收发单元与处理单元有线连接和无线连接的场合。

附图说明

图 1 为本发明装置在实施方式中的组成框图；

图 2 为图 1 所示装置的处理单元采用有线工作方式时的组成框图；

图 3 图 1 所示装置的处理单元采用无线工作方式时的组成框图

图 4a 为实施方式中多频正交连续信号调制前的频谱示意图；

图 4b 为实施方式中多频正交连续信号调制后的频谱示意图；

图 5 为本发明装置在实施方式中的工作流程示意图；

图 6 为图 5 中处理单元求解每个非均匀界面反射波的幅度和相位的具体流程；

具体实施方式

下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步说明。

如图 1 所示，本发明装置包括超声波探头、操作单元、控制单元、收发单元、处理单元和显示单元。如图 2 所示，处理单元包括数字信号处理器(DSP 或者单片处理器 ARM 等)、调制解调器、振荡器、若干分频器和模数转换器(A/D)。振荡器使用 20M 晶体振荡器，分频器用锁相环电路实现，调制器和解调器用乘法电路实现，模数转换器和数字信号处理器选用一块 TI 的 DSP 芯片 TMS 320C2812 实现。

超声波探头即为一个超声波转换器，由一种压电材料，即压电陶瓷如钛酸钡、钛酸铅、锆钛酸铅（PZT）等组成。超声波探头用来与成像对象接触。超声波探头与收发单元相连，收发单元通过将驱动信号传给超声波探头来发送超声波，超声波探头也将收到的回波信号传送给收发单元。

操作单元也即是人机交互接口，由操作者根据实际需要选择操作，如选择检查人体的不同部位或者组织。因为超声波测量不同组织所需要的超声波频率是不一样的，通常用于眼、乳腺等浅表部位疾病探查的超声频率为十几至几十兆赫兹，而用于腹部疾病探查频率为 5 兆赫兹左右。

控制单元根据操作单元发出的操作指令来控制收发单元、处理单元和显示单元。

处理单元结构如图 2 所示,包括数字信号处理器(DSP 或者单片处理器 ARM 等)、调制解调器、振荡器、若干分频器和模数转换器(A/D)。处理单元主要完成信号产生和处理的工作:1) 根据控制单元提供的信息产生对应的多频连续基带信号,基带信号经过调制成为超声波信号并传给收发单元;2) 对收发单元传送过来的回波信号进行解调;3) 对解调后的信号进行处理,计算每个界面反射回波的幅度和相对于发射波的延时(位置)。

显示单元对处理单元处理后的结果根据操作者选择的显示方式来直观地显示,提供给操作者观察,该实施例可以选择用幅度调制或辉度调制的方式来显示成像。显示设备可选用 14 寸液晶显示屏。

收发单元和控制单元、处理单元有两种连接方式:有线连接和无线连接方式。在如图 3 所示无线连接方式中,控制单元、处理单元通过射频收发模块来传送相应信息,收发单元也应包括射频收发模块。

本发明利用 OFDM 调制方式来构造相互正交连续多频超声信号,通过检测稳态的回波信号,计算回波信号相对于发射信号的延时来成像,其原理如下:

设发射的单频超声波连续信号为 $s(t) = A \cos(2\pi f_0 t)$, 该信号透过人体组织在第一非均匀介质界面反射回来的回波信号经过测量为 $d(t, \varphi_i) = A \cos(2\pi f_0 t - \varphi_i)$ 。其中 f_0 是发射信号频率, φ_i 是相位差。根据数字信号处理理论,可以计算出发射和接收信号的相位差 φ_i 为:

$$\varphi_i = \max \arg\{s(t), d(t, \varphi_i)\} \quad (\text{公式 1})$$

$\langle \bullet, \bullet \rangle$ 为两个信号的互相关操作。那么超声波发射端即探头和人体组织第一非均匀介质界面的距离为:

$$l_i = \frac{1}{2} \frac{\varphi_i}{2\pi f_0} v \quad (\text{公式 2})$$

其中 v 为超声波在人体组织内的传播速度。

当有多个非均匀介质界面,根据超声波的透射和反射原理,设每个界面反射回来的回波信号为 $d(t, \varphi_i) = A \cos(2\pi f_0 t - \varphi_i)$, 若有 N 个界面则接收到的回波信号为

$$d(t, \varphi_1, \dots, \varphi_N) = \sum_{i=1}^N A_i \cos(2\pi f_0 t - \varphi_i) \quad (\text{公式 3})$$

这一个方程无法解出 N 个界面对应的相位差 $\varphi_1, \dots, \varphi_N$ 。为了解出 N 个界面对应的相位差 $\varphi_1, \dots, \varphi_N$ 和幅度 $A_1 \dots A_N$, 至少需要构造 $M \geq 2N$ 个方程。我们利用 OFDM 调制方式的原理来构造 $M = 2N$ 个相互正交的多频超声连续发射信号, 这样来构造 M 个方程。

指数信号 $f_1(t) = e^{i2\pi f_1 t}$ 和 $f_2(t) = e^{i2\pi f_2 t}$ 在 $[0, T]$ 区间正交, 令 $f_1 - f_2 = \Delta f$, 则正交性需要满足

$$\gamma_{12} = \int_0^T e^{i2\pi f_1 t} (e^{i2\pi f_2 t})^* dt = \int_0^T e^{i2\pi(f_1 - f_2)t} dt = \frac{\sin(\pi\Delta f T)}{\pi\Delta f} e^{i\pi\Delta f T} = 0 \quad (\text{公式 4})$$

当 $\Delta f T = n$, $\Delta f = \frac{n}{T}$ 就可以得到 $\gamma_{12} = 0$ 。OFDM 调制中用到的是 $n=1$ 。基于这个原理产生 M 个相互正交的信号。设观察时间周期为 $T = 1\text{ms}$, $\Delta f = \frac{1}{T} = 1\text{kHz}$, M 个正交信号的频率组 (f_1, \dots, f_M) 可以从集合 $F: \{n\text{kHz}\}$ 里面选择 (注意这里所选的频率要远远小于载波频率 f_c), n 为正数。这样, 这 M 个信号在 $[0, T]$ 区间是相互正交的。 M 个正交信号的叠加即为需要发送的多频连续基带信号 $s(t, f_1, \dots, f_M) = \sum_{i=1}^M \cos(2\pi f_i t)$, 它可以看作是 M 路信号的发送, 每一路发送的是一个单频信号。

多频连续基带信号 $s(t, f_1, \dots, f_M) = \sum_{i=1}^M \cos(2\pi f_i t)$ 产生后, 选取合适的超声载波 (载波频率为

f_c) 对其进行调制。这相当于对 M 路的每一路信号进行调制, 调制后的信号成为多频超声连续发射信号, 由收发单元发送出去。每一路信号经过每一个不均匀界面都会有反射。

假设第 i 路发送的基带信号是 $\cos(2\pi f_i t)$, 其频率 $f_i = if_1 = i\Delta f$, 然后假设超声波会遇到 N 个不均匀的界面, 这样就会收到 N 个反射波 (解调后的) 的叠加信号:

$$\begin{aligned} d_i(t, f_i) &= A_1 \cos(2\pi if_1(t - \tau_1)) + A_2 \cos(2\pi if_1(t - \tau_2)) + \dots + A_N \cos(2\pi if_1(t - \tau_N)) \\ &= A_1 \cos(2\pi f_i t - i\varphi_1) + A_2 \cos(2\pi f_i t - i\varphi_2) + \dots + A_N \cos(2\pi f_i t - i\varphi_N) \end{aligned} \quad (\text{公式 5})$$

其中 $A_1 \cos(2\pi f_i(t - \tau_1)) = A_1 \cos(2\pi f_i t - i\varphi_1)$ 是发射波发射出去后遇到的第一个不均匀界面的反射波 (解调后的), A_1 是幅度, τ_1 是延迟时间, $i\varphi_1 = 2\pi f_i \tau_1 = 2\pi if_1 \tau_1$ 是相位差。以此类推, $A_N \cos(2\pi f_i(t - \tau_N)) = A_N \cos(2\pi f_i t - i\varphi_N)$ 是发射波发射出去后遇到的第 N 个不均匀界面的反射波 (解调后的), A_N 是第 N 界面的幅度, τ_N 是第 N 界面反射波相对于发射波的延迟时间, $i\varphi_N = 2\pi f_i \tau_N = 2\pi if_1 \tau_N$ 是第 N 界面反射波相对于发射波的相位差。

收发单元接收到的回波是 M 路反射波的叠加, 经解调之后得到多频连续基带信号 $d(t, f_1, \dots, f_M)$ 。超声波在发送、传输、接收的时候会不可避免地混入噪声 $n(t)$, 所以解调后

的多频连续基带信号为

$$d(t, f_1, \dots, f_M) = \sum_{j=1}^M d_j(t, f_j) + n(t) \quad (\text{公式 6})$$

先对此基带信号 $d(t, f_1, \dots, f_M)$ 做理论上的分析。对 $d(t, f_1, \dots, f_M)$ 在 $[0, T]$ 上做正交分解，利用每路信号互为正交的特性可以分解出每路的接收信号。(公式 6) 与第 i 路发送基带信号 $\cos(2\pi f_i t)$ 在 $[0, T]$ 区间上求互相关，则可以得到第 i 路的接收信号

$$\begin{aligned} g_i(t, f_i) &= \int_0^T d(t, f_1, \dots, f_M) \cos(2\pi f_i t) dt \\ &= \int_0^T \sum_{j=1}^M d_j(t, f_j) \cos(2\pi f_i t) dt + \int_0^T n(t) \cos(2\pi f_i t) dt \\ &= \int_0^T d_i(t, f_i) \cos(2\pi f_i t) dt \end{aligned} \quad (\text{公式 7})$$

因为每路信号是互为正交的，所以当 $i \neq j$ 时， $\int_0^T d_j(t, f_j) \cos(2\pi f_i t) dt = 0$ 。噪声和信号是不相关的，因此 $\int_0^T n(t) \cos(2\pi f_i t) dt = 0$ ，所以(公式 7)第三个等号成立。从这里可以看出，正交信号抗干扰性好，并且还能够消除噪声。把(公式 5)代入(公式 7)，可以得到 $g_i(t, f_i)$ 的展开表达式：

$$g_i(t, f_i) = \frac{T}{2} A_1 \cos(i\varphi_1) + \frac{T}{2} A_2 \cos(i\varphi_2) + \dots + \frac{T}{2} A_N \cos(i\varphi_N) \quad (\text{公式 8})$$

由(公式 7)可知， $d(t, f_1, \dots, f_M) \cos(2\pi f_i t)$ 通过积分得到一个确定的值，即

$$g_i(t, f_i) = \int_0^T d(t, f_1, \dots, f_M) \cos(2\pi f_i t) dt = B_i。令 B_i' = \frac{2B_i}{T}，可得$$

$$A_1 \cos(i\varphi_1) + A_2 \cos(i\varphi_2) + \dots + A_N \cos(i\varphi_N) = B_i' \quad (\text{公式 9})$$

因为多频连续基带信号调制到高频载波处是一个窄带信号，即 $f_c \gg \Delta f$ ， $f_c \gg f_i$ 。虽然每路信号的频率不同，但是都接近于载波频率，所以每路超声波的传播速度相同，每个不均匀界面反射波的延迟时间 τ 相同，幅度 A 也相同。由此 M 路可以得到 M 个方程：

$$\begin{cases} A_1 \cos(\varphi_1) + A_2 \cos(\varphi_2) + \dots + A_N \cos(\varphi_N) = B_1' \\ A_1 \cos(2\varphi_1) + A_2 \cos(2\varphi_2) + \dots + A_N \cos(2\varphi_N) = B_2' \\ \vdots \\ A_1 \cos(M\varphi_1) + A_2 \cos(M\varphi_2) + \dots + A_N \cos(M\varphi_N) = B_M' \end{cases} \quad (\text{公式 10})$$

若不均匀界面的个数 N 是已知的，那就构造 $M=2N$ 个相互正交的多频超声连续信号，

这样来构造 $2N$ 个方程。由 $2N$ 个方程就可以解出 $2N$ 个参数。

(公式 10) 方程组是一个非线性方程组，其求解方法有很多，现简介两种求解方法。

求解方法一：采取穷举方法来求解，这种方法比较适用于反射界面不多的情形。由于超声波的传播有衰减，每个界面的幅度满足 $-1 < A_1, A_2, \dots, A_N < 1$ ，且传播距离越远，相位差越大，因此每个界面的反射回波相位差满足 $0 < \varphi_1 < \varphi_2 < \dots < \varphi_N < \pi$ 。

举例：把 $(0, \pi)$ 以 $\pi/100$ 的间隔等分， $\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_N$ 在 $(0, \pi)$ 区间 100 个点值里面穷举，且满足 $0 < \varphi_1 < \varphi_2 < \dots < \varphi_N < \pi$ 。每一轮计算过程：1) $\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_N$ 在 $(0, \pi)$ 区间 100 个点值中取满足要求的值；2) 把 $\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_N$ 的值代入(公式 10)，得到超定线性方程组；3) 对超定方程组求解，判断该超定方程组是否存在数学解。先去掉超定方程组中一些相关的方程，然后求解 A_1, A_2, \dots, A_N 。若该超定方程组不存在数学解，则本轮计算结束；4) 判断所求的幅度是否满足物理要求，即是否满足 $-1 < A_1, A_2, \dots, A_N < 1$ ，若不满足，则该轮的 $\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_N$ 取值不正确，重新选择新的值来进行下一轮的计算过程。

(公式 10) 方程组的求解方法二：把非线性方程转换成切比雪夫多项式线性方程组。0 次切比雪夫多项式 $T_0(x) = 1$ ，设 1 次切比雪夫多项式 $T_1(x_1) = \cos(\varphi_1) = x_1, T_1(x_2) = \cos(\varphi_2) = x_2 \dots T_1(x_N) = \cos(\varphi_N) = x_N$ ，则 $\varphi_1 = \arccos(x_1), \varphi_2 = \arccos(x_2) \dots \varphi_N = \arccos(x_N)$ 。由切比雪夫多项式性质知，M 次切比雪夫多项式 $T_M(x_1) = \cos(M\varphi_1), T_M(x_2) = \cos(M\varphi_2) \dots T_M(x_N) = \cos(M\varphi_N)$ ，则可以把(公式 10) 转换成切比雪夫多项式线性方程组

$$\begin{cases} A_1 T_1(x_1) + A_2 T_1(x_2) + \dots + A_N T_1(x_N) = B_1' \\ A_1 T_2(x_1) + A_2 T_2(x_2) + \dots + A_N T_2(x_N) = B_2' \\ \vdots \\ A_1 T_M(x_1) + A_2 T_M(x_2) + \dots + A_N T_M(x_N) = B_M' \end{cases} \quad (\text{公式 11})$$

可以采用牛顿法、赛德尔等成熟的数值计算方法解出 $A_1, A_2, \dots, A_N, x_1, x_2, \dots, x_N$ ，进而解出 $\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_N$ 。

当不均匀反射界面的个数 N 是未知的，则根据实际情况估计人体组织的不均匀反射界面个数来对 N 赋一个初始值 L ，该值应该大于实际的 N 值，即是 $L > N$ 。通过构造 $M=2L$

个相互正交的多频超声连续信号，构造出 M 个方程。此时 $M(\text{方程个数}) > 2N(\text{未知数个数})$ ，对该超定方程组求解，首先需要去掉一些冗余的方程，即是把相关的方程去掉，从而得到不均匀反射界面的个数 N 和剩余的 $2N$ 个方程。最后对剩余的 $2N$ 个方程求解，求解的方法和 N 已知时相同。

通过解方程组求出的不均匀界面反射波的幅度和相位。由(公式 2)相位和位置的关系得到不均匀界面间的距离分布。若采用振幅调制的方式(A 型超声诊断仪所用的方式)来显示成像，则横坐标为被测组织的深度和不均匀界面之间的距离间隔(计算出来的相位转换成延时，再转换成距离)，纵坐标表示回波的幅度，移动探头就可以获得不同位置处的回波信息。若采用辉度调制的方式(B 型超声诊断仪所用的方式)来显示成像则需要快速扫描逐次获得不同位置的深度方向所有界面的反射回波。一帧扫描完成后，便可以获得一幅扫描方向决定的垂直平面二维超声断层图像。显示的成像根据回波的强弱(即是振幅的大小)来控制荧光屏上的光点辉度，根据不均匀界面的位置(由相位求得)来控制光点的位置。举例：探头所测的每个探测点的回波的观测时间设为 $T = 1ms$ ，探测点与探测点之间的观测时间保护间隙为 $T_g = 0.25ms$ ，假设每帧成像要显示 100 个探测点的信息，则需要 $(1+0.25) * 100 = 125ms$ 的时间，所以单个探头的帧速为 8 帧/s，可以达到低速的成像水平。随着探头个数(探头阵元个数)的增加，成像的帧速成线性增加，如只需要 10 个阵元，就能达到 80 帧/s 的高速成像水平。

在如图 3 所示无线连接方式中，处理单元和收发单元包含同有线连接方式相同的电路和器件，并且还包括工作在 2.4G 的射频收发模块。

本发明的工作步骤如图 5 所示，具体如下：

步骤 1 检测操作单元是否有操作请求，有操作请求则立即传送到控制单元。

应用举例：启动仪器，选择超声波要检查人体什么部位或者什么组织，是眼部浅表组织，还是腹部的组织等。

步骤 2 控制单元接收到请求信号后，发出相应的控制信息给处理单元、收发单元和显示单元。

控制单元控制收发单元什么时候发送超声波信号，什么时候接收；控制单元控制显示单元的显示方式，可以选择以辉度调制或者幅度调制的方式来显示。根据操作请求附加显示病人的相关信息，回波图像局部放大等。控制单元给处理单元的信息也主要是根据操作请求来选择相应的信息，如操作单元选择检查浅表部分，则选择超声频率为十几、几十 MHz，若选择深层部位，则选择超声频率为 5MHz 左右。还要确定或者初步设置这种检查的非均匀界面的最大个数 N ，选择 $2N$ 个多频基带信号的频率和调制解调的超声载波频率。然后这些相关信息一起给处理单元。

步骤 3 处理单元配置各个分频器控制参数，产生多频正交连续基带信号和调制解调用的超声载波。多频正交连续信号的频谱示意图如图 4a 所示。

本发明可以根据不同情况灵活选用 $2N$ 个频率来产生多频正交连续基带信号，即从频率集合 $F: \{nkHz \quad n \text{ 为正整数}\}$ 里面任意选择 $2N$ 个不同的频率，然后根据已经确定的载波频率来产生载波，用来调制和解调。

步骤 4 多频正交连续基带信号通过超声频载波调制后通过有线或无线方式发送到收发单元，收发单元再通过与其相连的探头发射出去。调制后的多频超声连续发射信号的频谱示意图如图 4b 所示。

步骤 5 收发单元收到稳态的回波后，传送到处理单元，处理单元解调出多频基带信号，经 A/D 采样、量化后成为数字信号。

解调出的多频连续基带信号经过 A/D 采样、量化成数字信号，送到数字信号处理单元 (DSP) 计算处理，A/D 的采样频率由 DSP 控制。

步骤 6 数字信号处理计算过程，主要求解 (公式 10) 或者 (公式 11)，得到每个非均匀界面反射波的幅度和相位，本实施例采用穷举的方法来求解方程组 (公式 10)，具体流程参见图 6。

数字信号处理单元 (DSP) 对 A/D 转化后的数字信号做正交分解，列出 $2N$ 个方程。若非均匀界面的个数 N 是已知的，则用穷举的方法求解方程个数为 $2N$ 的方程组，得到 N 个非均匀界面的幅度和相位。若非均匀界面的个数 N 是未知的，则需要先把线性相关的方程组去掉，得到非均匀界面的个数 M 和剩余的 $2M$ 个方程，然后令 $N=M$ ，求解方程个数为 $2N$ 的方程组，得到 N 个非均匀界面的幅度和相位。穷举的时候根据每个非均匀界面反射波的幅度和相位的限定条件 $-1 < A_1, A_2, \dots, A_N < 1$ 和 $0 < \varphi_1 < \varphi_2 < \dots < \varphi_N < \pi$ 来缩短穷举的计算时间。

步骤 7 对处理单元得到的结果：非均匀界面的个数、每个非均匀界面反射波的幅度、相位信息 (延时或者位置信息) 以直观的形式在显示单元显示，方便和用户的交互。该实施例可以对每个界面反射的回波以幅度调制或者辉度调制的方式来显示。

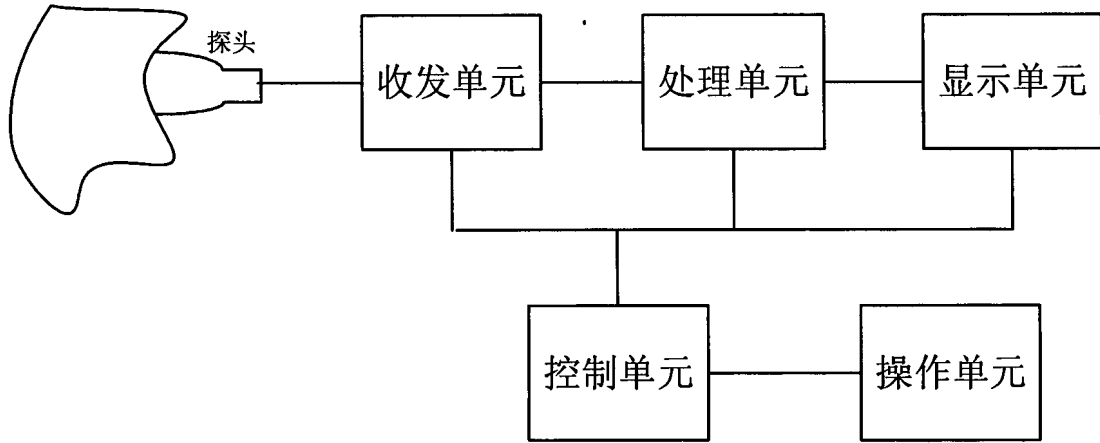


图 1

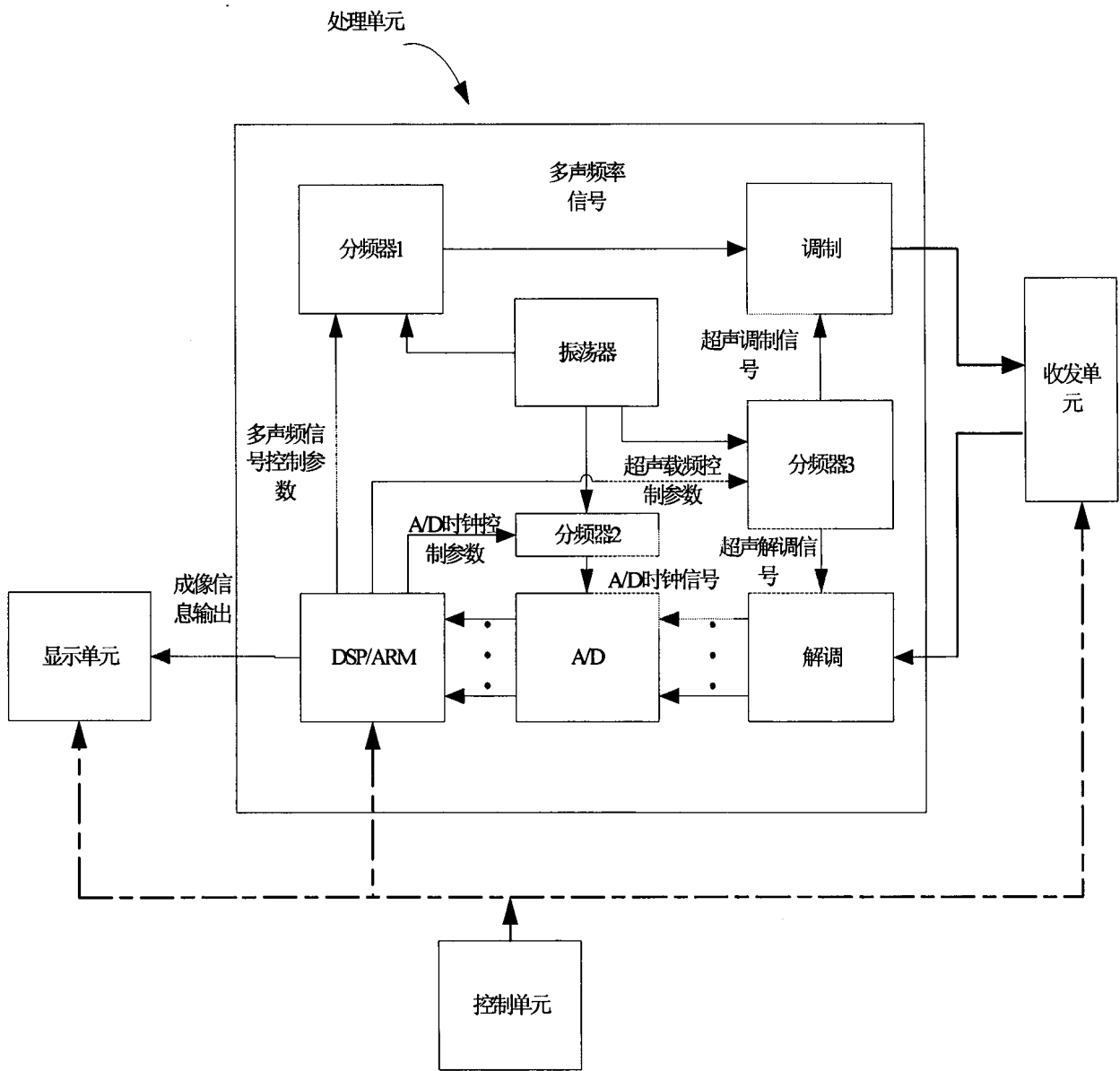


图 2

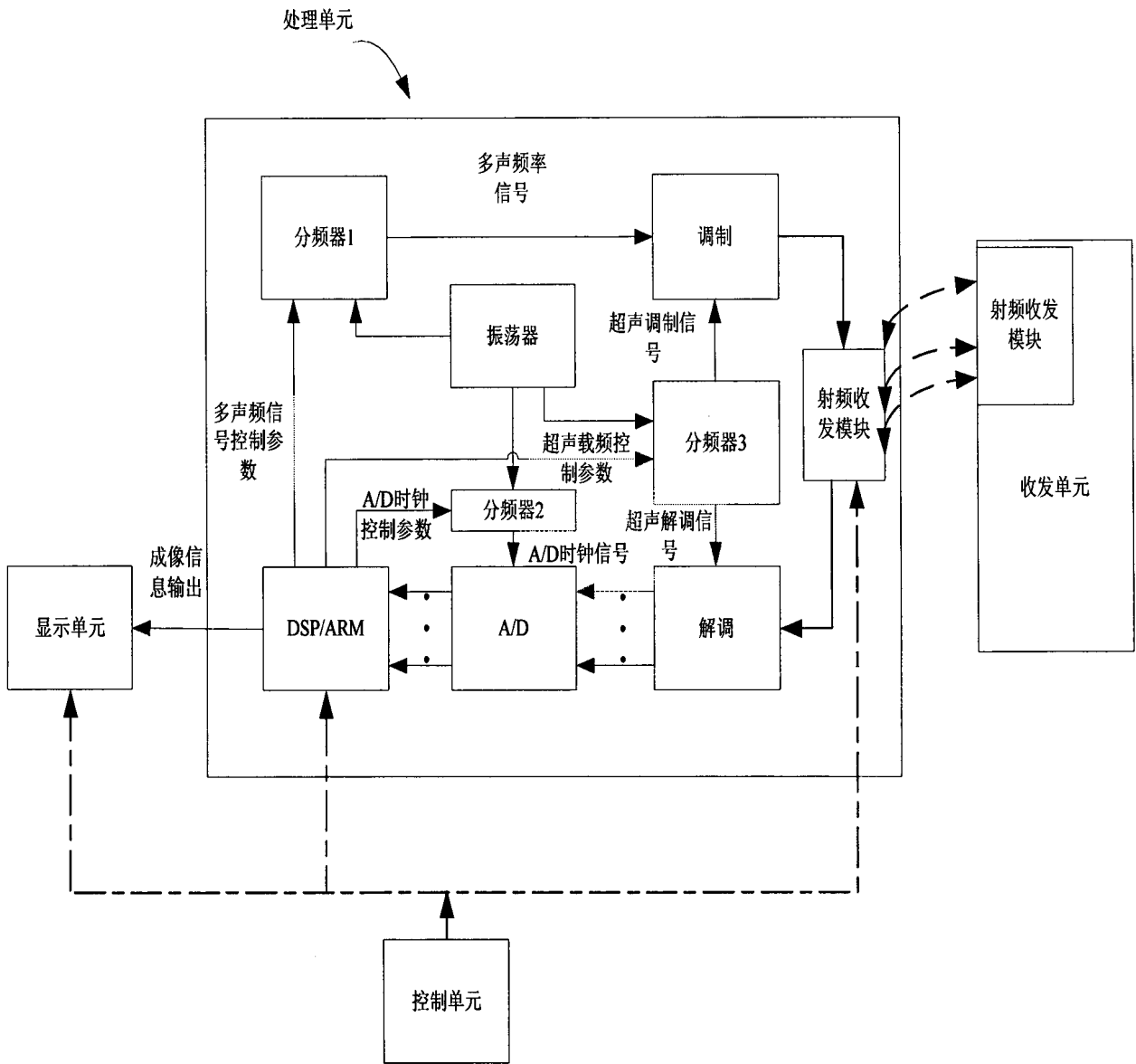


图 3

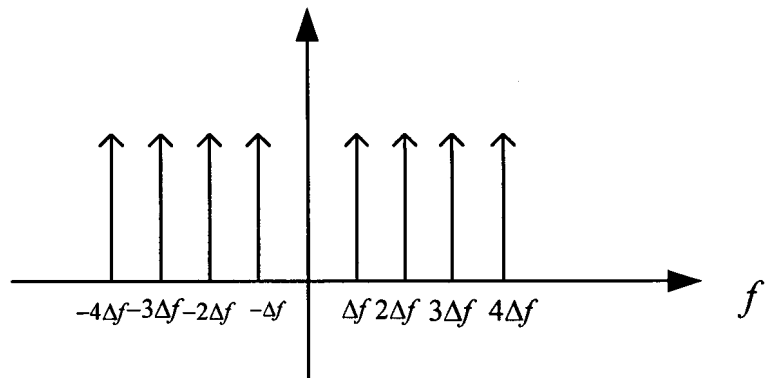


图 4a

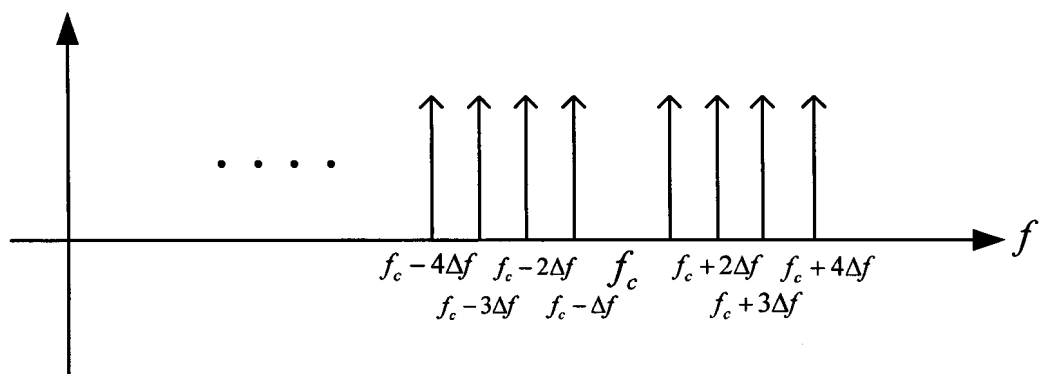


图 4b

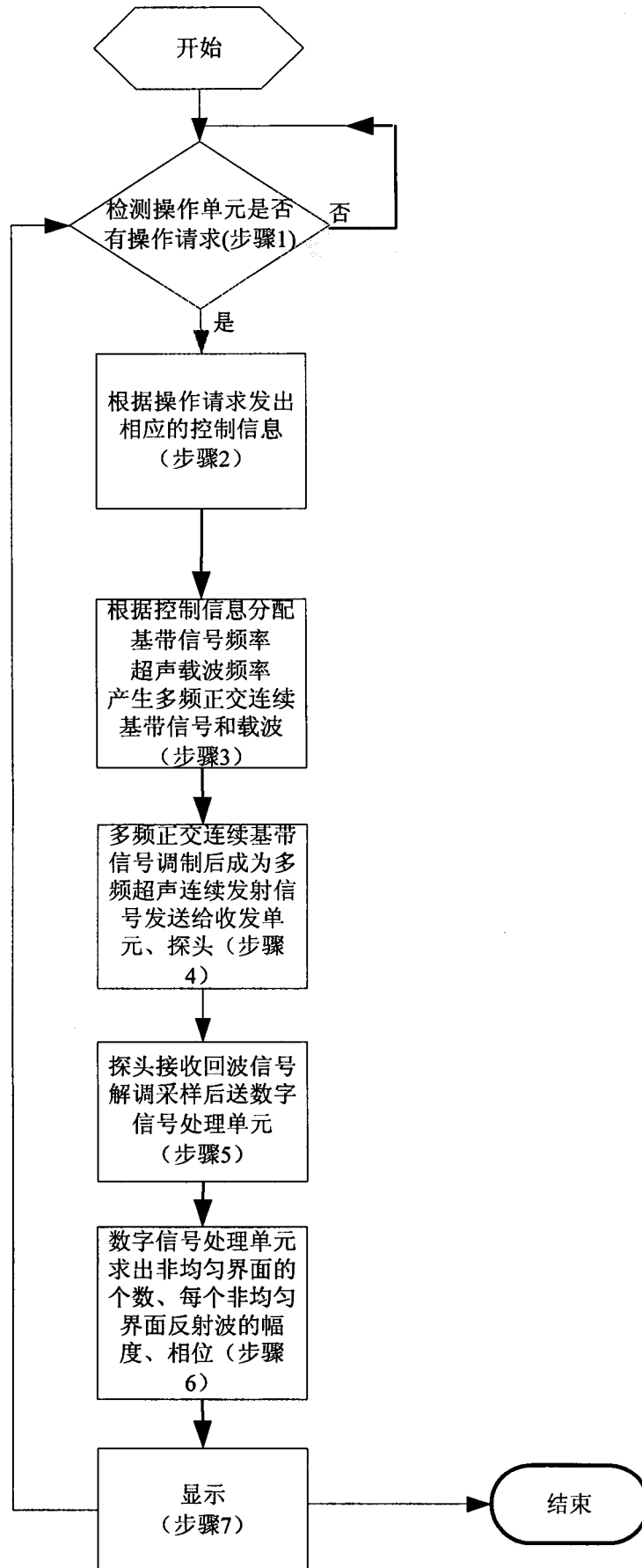


图 5

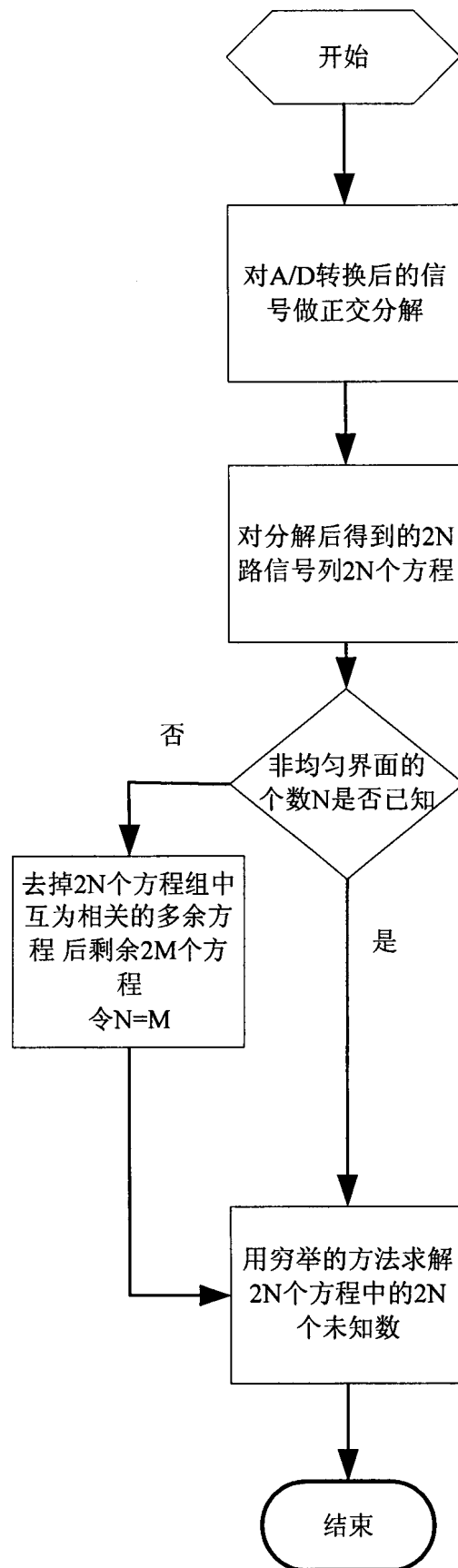


图 6

专利名称(译)	基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法与装置		
公开(公告)号	CN101357068A	公开(公告)日	2009-02-04
申请号	CN200810198514.7	申请日	2008-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	韦岗 曹燕 宁更新		
发明人	韦岗 曹燕 宁更新		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89 G01S15/02		
代理人(译)	何淑珍		
其他公开文献	CN101357068B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了基于正交多频超声稳态回波信号的成像方法与装置，该方法利用正交频分复用调制方式构造相互正交的多频连续基带信号，经调制为多频超声连续发射信号后由超声波探头发送出去，超声探头检测反射回来的稳态回波信号，该信号相当于多路反射波的叠加信号；对经解调后得到接收的多频连续基带信号进行正交分解，利用每路信号互为正交的特性分解出每路接收信号，计算每个界面反射回波的幅度和相对于入射界面的位置来成像。该装置包括超声波探头、控制单元及分别与控制单元连接的操作单元、收发单元、处理单元和显示单元，超声波探头与收发单元相连，处理单元还分别与收发单元和显示单元连接；本发明成像精确、抗干扰性好；采用单探头，成本降低。

