



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101474079 B

(45) 授权公告日 2011.04.06

(21) 申请号 200910036445.4

(22) 申请日 2009.01.06

(73) 专利权人 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 广州粤高专利商标代理有限  
公司 44102

代理人 何淑珍

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

审查员 宋含

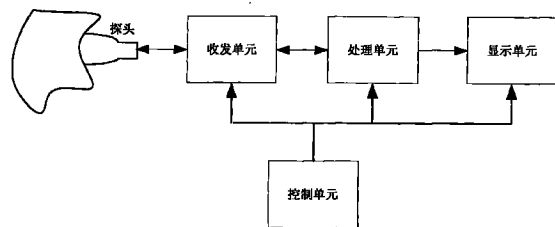
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 9 页

(54) 发明名称

基于超声稳态反射波的生物体声阻抗的测量方法与装置

(57) 摘要

本发明涉及一种基于超声稳态反射波的生物体声阻抗测量方法，包括 (1) 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；(2) 超声波探头将该多频超声连续发射信号发送出去；(3) 超声探头检测反射回来的稳态回波信号；最后通过解方程组求出不均匀反射界面反射波的振幅和相对于入射波的相位差。实现该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，处理单元分别与收发单元和显示单元连接。本发明计算精度高，抗干扰性好，抗噪能力强，测量只需要一个探头使得开发设备的成本降低，并且测量方法简单，可用于在体实验。



1. 一种基于超声稳态反射波的生物体声阻抗测量方法,其特征在于包括如下步骤:

(1) 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;

(2) 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,每一路信号经过生物体组织的每一个不均匀界面都会有反射;

(3) 超声波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,利用每路信号之间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对于入射波的相位差的方程组;最后通过解方程组求出不均匀界面反射波的幅度和相对于入射波的相位差;通过每个不均匀界面处反射、折射定律依次求出生物体每层组织的声阻抗、密度和厚度参数。

2. 一种实现权利要求 1 所述方法的基于超声稳态反射波的生物体声阻抗测量装置,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,处理单元分别与收发单元和显示单元连接;

控制单元包含人机交互接口,由操作者根据实际需要选择操作来控制收发单元、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;

处理单元产生相互正交的多频连续基带信号和调制解调用的超声载波,调制后得到多频超声连续发射信号,并且发送给收发单元;也接收收发单元发回的多频超声连续回波信号,并且解调,对得到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,再计算出超声波所经过的生物体每层组织的声阻抗、密度和厚度参数。

3. 根据权利要求 2 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;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对于入射波的相位差的方程组;由方程计算每个界面反射波的幅度和相对于入射波的相位差,再通过每个不均匀界面处反射、折射定律依次求出生物体每层组织的声阻抗、密度和厚度参数。

4. 根据权利要求 3 所述的装置,其特征在于所述处理单元包括三个分频器:分频器之一控制输出多频信号频率,用来产生多频连续基带信号;分频器之二控制输出超声载波信号频率,并用来产生超声载波信号;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。

## 基于超声稳态反射波的生物体声阻抗的测量方法与装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及电子技术和超声波应用技术,具体是一种利用正交频分复用 (OFDM) 调制方式构造相互正交的连续多频超声信号,通过测量该多频超声信号的稳态反射回波信号来获得生物体不同组织声阻抗的基于超声稳态反射波的生物体声阻抗的测量方法与装置。

### 背景技术

[0002] 近年来,超声技术因费用低、无电离辐射、操作简便、检测速度快、容易携带等优点而在测量生物体组织特别是在测量人体骨质密度(骨矿密度)相关指标、确定骨质疏松症标准方面受到广泛关注,并取得了很大的进展。国内外现有的研究和已上市的超声诊断仪,都用超声透射法,利用超声波对物质密度、结构及材料的特征表现来评价骨的质量。它们将超声波传导速度(SOS)及宽带超声衰减(或振幅衰减 BUA)作为评价骨状态和骨密度的指标,而无法直接得到反映骨质量的本质参数——声阻抗或者骨质密度。

[0003] 超声波传导速度(SOS)是表征生物组织声学特性的重要参数之一。在确定骨质疏松症的应用中,由于松质骨的各向异性,不同区域骨小梁的疏密程度,间距大小,骨密度都有很大差异,从而可以用超声传导速度(SOS)来反映骨质的特性。目前大多数有关超声透射法来测量超声波传导速度(SOS)的研究主要是在离体条件下,在活体(在体)中想要得到很高的精度是比较困难的。并且超声速度测量值主要是测量骨的结构,不能完全反映骨矿物质的含量。

[0004] 超声在松质骨组织中传播时,由于松质骨组织微结构的吸收、散射、声束扩散、界面反射等因素,会引起超声能量的损失,即超声衰减。随着松质骨类型和状态的不同,超声衰减特性存在差异。宽带超声衰减(BUA)是宽带超声以不同频率穿过跟骨测定其净衰减,因超声衰减几乎是频率的线性函数,其斜率即为宽带超声衰减(BUA)。超声衰减除与超声频率有较密切关系外,它主要受骨密度和骨结构的影响。骨的超声衰减由骨的吸收和散射所造成,骨密度高,超声吸收大,骨小梁网分布紧密,从而超声衰减(BUA)值大。当发生骨质疏松症时,由于骨量和骨密度减少,骨小梁网分布稀疏,骨皮质变薄,超声吸收和散射减少,宽带超声衰减(BUA)值则变小。

[0005] 虽然现有透射法测量的超声波传导速度(SOS)及宽带超声衰减(BUA)与骨矿密度有高度的相关性,但用这种方法及其装置来评价骨状态在许多方面有着局限性及不足:

[0006] 1) 现有的超声波传导速度(SOS)及宽带超声衰减(BUA)的测量方法及其装置有很大的局限性。它们的测量必须使用两个超声换能器,这就带来了诸多缺点。比如,两个探头界面耦合,两个探头不易完全对准,并且只适用于骨的两表面平行的情况,所测骨与换能器的角度也会直接影响到最后的测量结果。因为超声波在骨中传播时,如果不是垂直入射会发生折射现象,最后导致进入骨中的超声波的能量与入射波的能量比发生改变,影响测量值的准确性;所以大多数的研究都是在离体实验中进行,而很难在在体实验中使用;

[0007] 2) 在超声透射法及其装置中,超声波的传播路径很复杂。考虑最简单的跟骨测量

情况,一个换能器发射超声波信号,经过在耦合剂、肌肉、骨骼、肌肉、耦合剂传播后才到达接收的换能器,其间的传播路径很复杂,会受吸收、散射、声束扩散、界面反射等因素影响,致使测量值的准确性很难得到保证。

[0008] 3) 现有的超声透射测量必须使用两个超声换能器(探头),若可以用单个超声换能器(探头),则能降低诊断设备的成本。

[0009] 4) 现有的超声透射装置只能测量出超声波传导速度(SOS)及宽带超声衰减(BUA)这两个参数,只能反映骨质整体的疏密程度,而不能直接得到全面反映松质骨质量的声阻抗参数或者骨质密度参数。并且只能测量单个组织的参数,所以更不能应用于一般生物体不同组织声阻抗参数或者骨质密度参数的同时测量。

[0010] 5) 现有的超声透射装置测量超声传导速度(SOS)这个参数,必须已知超声波在肌肉软组织中的传播速度的情况下才能测得,或者在离体实验中需要已知超声在耦合剂中的传播速度和样本骨的厚度才能测得。

[0011] 6) 现有的超声透射测量是采用连续发射脉冲超声波,因为每个脉冲是瞬时波,每个脉冲的宽度(持续时间)相当短,致使接收透射脉冲的检测难度大,容易漏检,并且容易受噪声干扰。

## 发明内容

[0012] 本发明的目的在于针对现有方法测量误差、局限性大,不能测得反映生物体组织密度的本质参数(声阻抗或者密度),且收发各需一个探头,成本高等缺陷,提供一种基于超声稳态反射波的生物体声阻抗的测量方法,通过测量该多频超声信号的稳态反射回波信号来获得生物体不同组织声阻抗,该方法利用正交频分复用(OFDM)调制方式来构造相互正交的连续多频超声信号,通过测量该多频超声信号的稳态反射回波信号来获得生物体不同组织的声阻抗。本发明计算精度高,抗干扰性好,抗噪能力强,测量只需要一个探头使得开发设备的成本降低,并且测量方法简单,可用于在体实验。

[0013] 本发明的目的还在于提供实现所述方法的基于超声稳态反射波的生物体声阻抗的测量装置。

[0014] 本发明的基于超声稳态反射波的生物体声阻抗测量方法,包括如下步骤:

[0015] (1) 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;

[0016] (2) 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,每一路信号经过生物体组织的每一个不均匀界面都会有反射;

[0017] (3) 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对于入射波的相位差的方程组;最后通过解方程组求出不均匀反射界面反射波的振幅和相对于入射波的相位差。通过每个不均匀界面处反射、折射定律依次求出生物体每层组织的声阻抗、密度、厚度等参数。

[0018] 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；

[0019] 控制单元包含人机交互接口，由操作者根据实际需要选择操作来控制收发单元、处理单元和显示单元；

[0020] 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；

[0021] 处理单元产生多频正交连续基带信号和调制解调用的超声载波，调制后得到多频超声连续发射信号，并且发送给收发单元；也接收收发单元发回的多频超声连续回波信号，并且解调，对得到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，再计算出超声波所经过的生物体每层组织的声阻抗、密度、厚度等参数；

[0022] 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；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回波的幅度和相对于发射波的相位差的方程组；由方程计算每个界面反射回波的幅度和相对于发射波的相位差，再通过每个不均匀界面处反射、折射定律依次求出生物体每层组织的声阻抗、密度、厚度等参数。

[0023] 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频信号频率，用来产生多频连续基带信号；分频器之二控制输出超声载频信号频率，用来产生超声频载波信号；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。

[0024] 本发明的工作过程为：控制单元根据操作者发出的指令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连续基带信号和调制解调超声频载波信号，即配置分频器 1（控制输出多频信号频率）、分频器 2（控制输出超声频载波信号频率）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探头。

[0025] 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，得到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回波的幅度和相对于发射波的相位差的方程组。

[0026] 最后通过解方程组求出不均匀反射界面反射波的振幅和相对于入射波的相位差。根据每个不均匀界面处反射、折射定律依次求出生物体每层组织的声阻抗、密度、厚度等参数。

[0027] 与现有技术相比，本发明具有以下优点：

[0028] 1、本发明不仅可以测量生物体不同组织的厚度，还可以测量不同组织的声阻抗、密度反映组织本质特征，作为评价组织密度更为精确的指标参考。

[0029] 2、本发明测量精度高。基于反射法测量生物体不同组织的声阻抗克服了基于透射法测量的不足，单探头容易操作，不存在两个探头不易完全对准等所带来的测量误差。

[0030] 3、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。

[0031] 4、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。

[0032] 5、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家庭、农村和社区医疗使用。

[0033] 6、由于本发明的测量精度受测量环境影响小,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每个界面的反射波振幅和相对于发射波的相位差的估计精度,得到更为精确的声阻抗值,诊断出细微的病理变换,提高诊断水平。

[0034] 7、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 13)或者(公式 14)不再是难题,所以该技术是可行的,且适用性强。

[0035] 8、本发明测量方法简单方便,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。

[0036] 9、本发明测量方法不仅可以直接应用于单一地测量人体骨质密度,判断是否患有骨质疏松等症状,还可以应用于同时测量多个不同组织的声阻抗的医疗或其它应用场合。

[0037] 10、本发明测量方法不仅可以用于人体测量,还可以用于其它生物体不同组织的声阻抗(或者密度)的测量。

## 附图说明

[0038] 图 1 为本发明装置的结构框图;

[0039] 图 2 为图 1 所示装置的处理单元采用有线工作方式时的结构框图;

[0040] 图 3 为图 1 所示装置的处理单元采用无线工作方式时的结构框图;

[0041] 图 4 为实施方式中生物体单个组织不均匀界面处入射波、反射波、透射波的示意图;

[0042] 图 5 为实施方式中在生物体多个组织不均匀界面处入射波、反射波、透射波的示意图;

[0043] 图 6 为本发明装置在实施方式中 OFDM 信号的发送和接收示意图;

[0044] 图 7 为实施方式中人体常见正常组织的密度、声阻抗之间的关系示意图;

[0045] 其中图 7-a 是人体常见正常组织的密度和声阻抗值的说明示意图;

[0046] 图 7-b 是人体常见正常组织的密度和声阻抗值之间成近似线性关系的示意图;

[0047] 图 8 为本发明装置工作流程框图;

[0048] 图 9 为图 8 中处理单元求解每个非均匀界面反射波的幅度和相位的工作流程框图。

## 具体实施方式

[0049] 下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步说明。

[0050] 如图 1 所示,本发明装置包括超声波探头、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。

[0051] 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。超声波探头用来与测量对象接触。超声波探头与收发单元相连,收发单元将驱动信号传给超声波探头发送一个超声波,超声波探头也将收到的回波信号传送给收发单元。

[0052] 控制单元包含人机交互接口,由操作者根据实际需要选择操作来控制收发单元、处理单元和显示单元。

[0053] 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) 根据控制单元给予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) 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回波的幅度和相对于发射波的相位差的方程组;计算每个界面反射回波的幅度和相对于发射波的相位差;4) 通过每个不均匀界面处反射、折射定律依次求出生物体每层组织的声阻抗、密度、厚度等参数。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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,计算每个界面反射回波的振幅和相对于发射波的相位差,然后根据反射波的振幅计算不同组织的声阻抗和密度。其原理如下:

[0057] 首先分析单个生物体组织声阻抗的测量方法。如图 4 所示,若向单个生物体组织(有界面  $J_1$  和界面  $J_2$ ) 表面发射单频超声波连续信号  $s(t) = A_1 \cos(2\pi f_0 t)$ ,  $A_1$  是入射波的振幅,  $f_0$  是发射信号频率。在界面  $J_1$  处,有透射波  $A_2 \cos(2\pi f_0 t)$  进入生物体组织,同时有反射波  $A_3 \cos(2\pi f_0 t)$  反射出来成为接收回波的一部分。在界面  $J_2$  处,产生反射回波,该反射回波在生物体组织表面被接收,为  $A_4 \cos(2\pi f_0 t - \varphi)$ 。所以在界面  $J_1$  处得到的回波信号  $d(t, \varphi) = A_3 \cos(2\pi f_0 t) + A_4 \cos(2\pi f_0 t - \varphi)$ ,它是入射波在生物体组织表面(界面  $J_1$ ) 反射波和透过生物体组织在第一非均匀介质界面(界面  $J_2$ ) 反射波信号两者的叠加,其示意图见图 4。其中  $A_3$  是生物体组织表面(界面  $J_1$ ) 反射波的振幅,  $A_4$  是入射波透过生物体组织,在生物体组织内第一非均匀介质界面(界面  $J_2$ ) 反射的反射波穿过界面  $J_1$  后得到的回波的振幅,  $\varphi$  是相对于在生物体组织表面(界面  $J_1$ ) 处的入射波的相位差。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  $\varphi$  为:

[0058]  $\varphi = \max \arg \{ \{ s(t), d(t, \varphi) \} \}$  (公式 1)

[0059]  $\langle \cdot, \cdot \rangle$  为两个序列的互相关操作。令

[0060]  $\int^{-+T} d(\tau, \varphi) \cos(2\pi f_0 \tau) d\tau = \frac{A_3}{2} + \frac{A_4}{2} \cos \varphi = a$ , 去掉直流分量, 则可以得到

[0061]  $\frac{A_4}{2} \cos \varphi = a'$  (公式 2-1)

[0062]  $\int^{-+T} d(\tau, \varphi) \sin(2\pi f_0 \tau) d\tau = \frac{A_4}{2} \sin \varphi = b$  (公式 2-2)

[0063]  $T = \frac{n}{f_0}$   $n$  为正整数, 则反射波振幅为:  $A_4 = 2\sqrt{a'^2 + b^2}$ 。由测量得到的信号  $d(t, \varphi)$  和已经计算出的  $\varphi$  和  $A_4$ , 很容易算出  $A_3$ 。根据惠更斯原理和反射、折射定律, 反射波、折射波的强弱与两组织的声阻抗之间的关系为:

[0064]  $\frac{A_1}{A_3} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$  (公式 3)

[0065] 其中  $Z_1$  是探头的声阻抗 (若探头直接接触生物体组织) 或者是耦合剂的声阻抗 (若探头通过耦合剂接触生物体组织), 一般是已知的,  $Z_2$  是生物体组织的声阻抗。所以通过 (公式 3) 可以计算出生物体组织的声阻抗。当超声波在生物体组织内的传播速度  $v$  已知, 进而可以计算出生物体组织的物质密度  $\rho = \frac{Z}{v}$ 。

[0066] 该方法还可以计算出超声波发射端即探头 (或者耦合剂) 和生物体组织第一非均匀介质界面的距离为:

[0067]  $l = \frac{1}{2} \frac{\varphi}{2\pi f_0} v$  (公式 4)

[0068] 当测量多个生物体组织声阻抗时, 假设此时有  $N$  个非均匀介质界面, 如图 5 所示。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  $d(t, A_n, \varphi_n) = A_n \cos(2\pi f_0 t - \varphi_n)$ , 则接收到的回波信号为

[0069]  $d(t, A_1, \varphi_1, \dots, A_N, \varphi_N) = \sum_{n=1}^N A_n \cos(2\pi f_0 t - \varphi_n)$  (公式 5)

[0070] 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  $\varphi_1, \dots, \varphi_N$  和反射波的振幅  $A_1, \dots, A_N$ , 至少需要构造  $2N$  个方程。我们利用 OFDM 调制方式的原理来构造  $M$  个相互正交的多频超声连续发射信号, 这样来构造  $2M$  个方程。只要  $M \geq N$ , 就能解出每个界面对应的反射波的振幅  $A_1, \dots, A_N$ , 然后利用不均匀界面处反射波、折射波的强弱与两组织声阻抗的关系, 递推出每层生物体组织的声阻抗, 进而计算出生物体生物体每层组织的物质密度。

[0071]  $M$  路相互正交的多频超声连续发射信号的叠加即为需要发送的多频连续基带信号  $s(t, f_0) = \sum_{i=1}^M \cos(2\pi i f_0 t)$ , 它可以看作是  $M$  路信号的发送, 每一路发送的是一个单频的信号, 其原理示意图见图 5。每两路信号都是相互正交的, 如第  $i$  路信号  $\cos(2\pi i f_0 t)$  和第  $j$  信号  $\cos(2\pi j f_0 t)$ ,  $i \neq j$ ,  $T = \frac{1}{f_0}$ , 在  $[0, T]$  区间正交, 因为  $\int_0^T \cos(2\pi i f_0 t) \cos(2\pi j f_0 t) dt = 0$ 。

[0072] 多频连续基带信号  $s(t, f_0) = \sum_{i=1}^M \cos(2\pi i f_0 t)$  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,其示意图见图 6。

[0073] 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  $\cos(2\pi if_0t)$ , 超声波传播会遇到  $N$  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:

$$[0074] \quad d_i(t) = \sum_{n=1}^N A_n \cos(2\pi if_0t - i\varphi_n) \quad (\text{公式 6})$$

[0075] 其中  $A_n \cos(2\pi if_0t - n\varphi_n)$  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),  $A_n$  是其振幅,  $i\varphi_n$  是其相位差。

[0076] 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  $d(t)$ 。超声波在发送、传输、接收的时候不可避免地会混入噪声  $n(t)$ , 所以解调后的多频连续基带信号为

$$[0077] \quad d(t) = \sum_{j=1}^M d_j(t) + n(t) \quad (\text{公式 7})$$

[0078] 对  $d(t)$  在  $[0, T]$  上做正交分解, (公式 7) 与第  $i$  路发射基带信号  $\cos(2\pi fi_0t)$  在  $[0, T]$  区间上求互相关, 则可以得到

$$[0079] \quad g_{i1}(t) = \int_0^T d(t) \cos(2\pi if_0t) dt$$

$$[0080] \quad = \int_0^T \sum_{j=1}^M d_j(t) \cos(2\pi if_0t) dt + \int_0^T n(t) \cos(2\pi f_0t) dt \quad (\text{公式 8})$$

$$[0081] \quad = \int_0^T d_i(t) \cos(2\pi if_0t) dt$$

[0082] (公式 7) 与第  $i$  路发射基带信号  $\cos(2\pi if_0t)$  的正交信号  $\sin(2\pi if_0t)$  在  $[0, T]$  区间上求互相关, 则可以得到

$$[0083] \quad g_{i2}(t) = \int_0^T d(t) \sin(2\pi if_0t) dt$$

$$[0084] \quad = \int_0^T \sum_{j=1}^M d_j(t) \sin(2\pi if_0t) dt + \int_0^T n(t) \sin(2\pi f_0t) dt \quad (\text{公式 9})$$

$$[0085] \quad = \int_0^T d_i(t) \sin(2\pi if_0t) dt$$

[0086] 因为每路信号是互为正交的, 所以当  $i \neq j$  时,  $\int_0^T d_j(t) \cos(2\pi if_0t) dt = 0$ ,  $\int_0^T d_j(t) \sin(2\pi if_0t) dt = 0$ 。噪声和信号是不相关的, 因此  $\int_0^T n(t) \cos(2\pi if_0t) dt = 0$ ,  $\int_0^T n(t) \sin(2\pi if_0t) dt = 0$ 。所以 (公式 8) 和 (公式 9) 第三个等号成立。从这里可以看出, 正交信号抗干扰性好, 并且还能够在消除噪声。把 (公式 6) 代入 (公式 8) 和 (公式 9), 可以得到  $g_{i1}(t)$ 、 $g_{i2}(t)$  的展开表达式:

[0087]

$$g_{i1}(t) = \frac{T}{2} A_1 \cos(i\varphi_1) + \frac{T}{2} A_2 \cos(i\varphi_2) + L + \frac{T}{2} A_N \cos(i\varphi_N)$$

[0088]

$$g_{i2}(t) = \frac{T}{2} A_1 \sin(i\varphi_1) + \frac{T}{2} A_2 \sin(i\varphi_2) + L + \frac{T}{2} A_N \sin(i\varphi_N)$$

[0089] (公式 10)

[0090] 由 (公式 8) 可知,  $d(t) \cos(2\pi if_0t)$  通过积分得到一个确定的值, 即





波的振幅  $a_2$ 。

[0114] 第二界面  $J_2$  处：入射波的振幅  $a_2$ 、声阻抗  $Z_2$  已知，第二界面  $J_2$  反射波的振幅  $A_2$  已经求解出来，由  $\frac{a_2}{A_2} = \frac{Z_3 - Z_2}{Z_3 + Z_2}$  可以得到声阻抗  $Z_3$ ；

[0115] 入射波的振幅  $a_2$ 、声阻抗  $Z_2$ 、 $Z_3$  已知，由  $\frac{a_3}{a_2} = \frac{\sqrt{Z_2 Z_3}}{Z_3 + Z_2}$  可以得到第二界面处的透射波的振幅  $a_3$ 。

[0116] 以此类推，可以得到超声波所经过的生物体每层组织的声阻抗  $Z_4$  至  $Z_{N-1}$ ，以及界面  $J_{N-1}$  处的透射波的振幅  $a_{N-1}$ 。

[0117] 人体组织的声阻抗  $Z$  和密度  $\rho$  是超声医学中重要的物理量，都反映组织的本质特性，且它们的关系为  $Z = \rho v$ 。在超声测试频率为 1MHz 时，测得人体常见正常组织的密度、声阻抗、超声传播速度数值如表 1 所示，其中密度和声阻抗的关系如图 7-a 和 7-b 所示。

[0118] 表 1 人体常见正常组织的密度、声阻抗、超声传播速度表 (R\*(瑞利) = G/(CM<sup>2</sup>gS))

[0119]

介质	密度 (G/CM <sup>3</sup> )	超声纵波速度 (M/S)	声阻抗 (10 <sup>5</sup> R*)	测试频率 (MHZ)
血液	1.055	1570	1.656	1
软组织	1.016	1500	1.524	1
肌肉	1.074	1568	1.684	1
骨	1.658	3860	5.571	1
脂肪	0.955	1476	1.41	1
肝	1.05	1570	1.648	1

[0120] 从图 7-b 中可以看出声阻抗  $Z$  和密度  $\rho$  有近似的线性关系，这种关系可以用一个二次多项式来拟合。由于声阻抗  $Z$  和密度  $\rho$  有一一对应的关系，则由已求出的生物体每层组织的声阻抗  $Z_2$  至  $Z_{N-1}$  就可以得到生物体每层组织的密度  $\rho_2$  至  $\rho_{N-1}$ ，而且由  $v = \frac{Z}{\rho}$  还可以得到超声波在生物体每层组织里的传播速度  $v_2$  至  $v_{N-1}$ 。

[0121] 而且由求解方程得到的  $\varphi_1, \varphi_2, L, \varphi_N$ ，还可以计算出生物体每层组织的厚度为：

[0122] 
$$l_n = \frac{1}{2} \frac{\varphi_n - \varphi_{n-1}}{2\pi f_0} v_{n+1} \text{ (公式 16)}$$

[0123] 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器件电路，并且还包含工作在 2.4G 的射频收发模块。

[0124] 本发明的工作步骤如图 8 所示，具体如下：

[0125] 步骤 1 操作者给出操作请求。

[0126] 应用举例：启动仪器，选择超声波要检查生物体什么部位或者什么生物体组织，是浅表组织，还是深部组织等。

[0127] 步骤 2 当操作者有操作请求则立即传送到控制单元。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。

[0128] 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要显示哪些参数，采用什么样的具体的显示方式。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。控制单元根据这些信息确定或者初步设置这种检查的非均匀界面的最大个数  $N$ 、多频正交基带信号的频率和调制解调的超声载波频率。然后把把这些相关信息一起给处理单元。

[0129] 步骤 3 处理单元配置各个分频器控制参数，产生多频正交连续信号和调制解调用的超声载波。多频正交连续信号的频率是  $f_0$  的整数倍， $f_0 = \frac{1}{T}$ ， $T$  为正交分解时的时间长度。本发明可以根据不同情况灵活产生  $2N$  个频率来生成多频正交基带信号，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。

[0130] 步骤 4 多频正交连续基带信号经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。

[0131] 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连续基带信号，经 A/D 采样、量化后成为数字信号。然后送到数字信号处理器 (DSP) 计算处理，A/D 的采样频率由 DSP 控制。

[0132] 步骤 6 数字信号处理计算过程，主要求解 (公式 13) 或者 (公式 14)，得到每个非均匀界面反射波的振幅和相对于入射波的相位差，本实施例采用穷举的方法来求解方程组 (公式 13)，具体流程参见图 9。

[0133] 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。求解  $2N$  个方程的具体流程如图 9 所示。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  $N$  个非均匀界面反射波的振幅和相对于入射波的相位差。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  $N$  个非均匀界面反射波的振幅和相对于入射波的相位差。穷举的时候根据每个非均匀界面反射波的振幅和相对于入射波的相位差的限定条件  $-1 < A_1, A_2, \dots, A_N < 1$  和  $\Omega_1 < \Omega_2 < \dots < \Omega_N$  来缩短穷举的计算时间。

[0134] 由计算已经得到的每个非均匀界面反射波的振幅和相对于入射波的相位差，根据每个不均匀界面处反射、折射定律依次求出生物体每层组织的声阻抗、密度、厚度等参数。

[0135] 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振幅和相对于入射波的相位差、生物体每层组织的声阻抗、密度、厚度等参数以直观的形式在显示单元显示，方便和用户的交互。

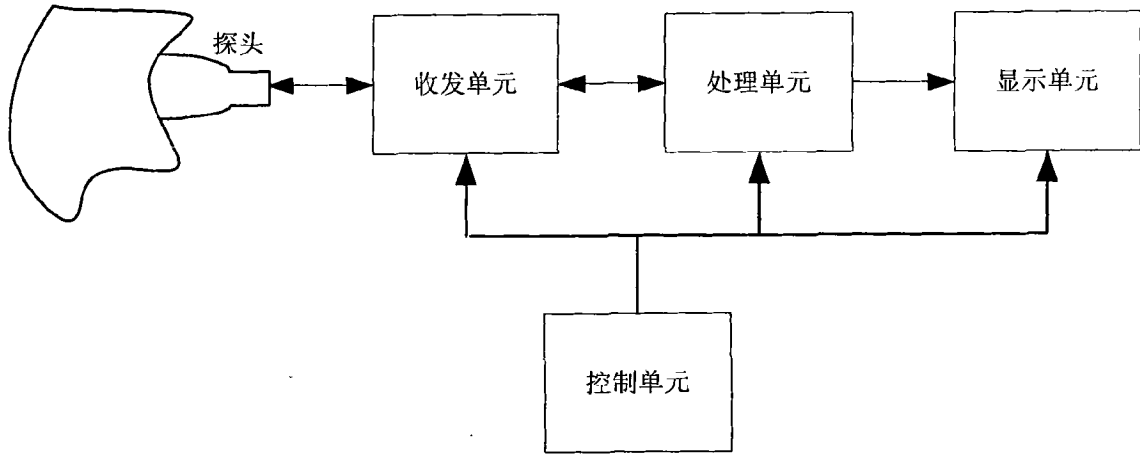


图 1

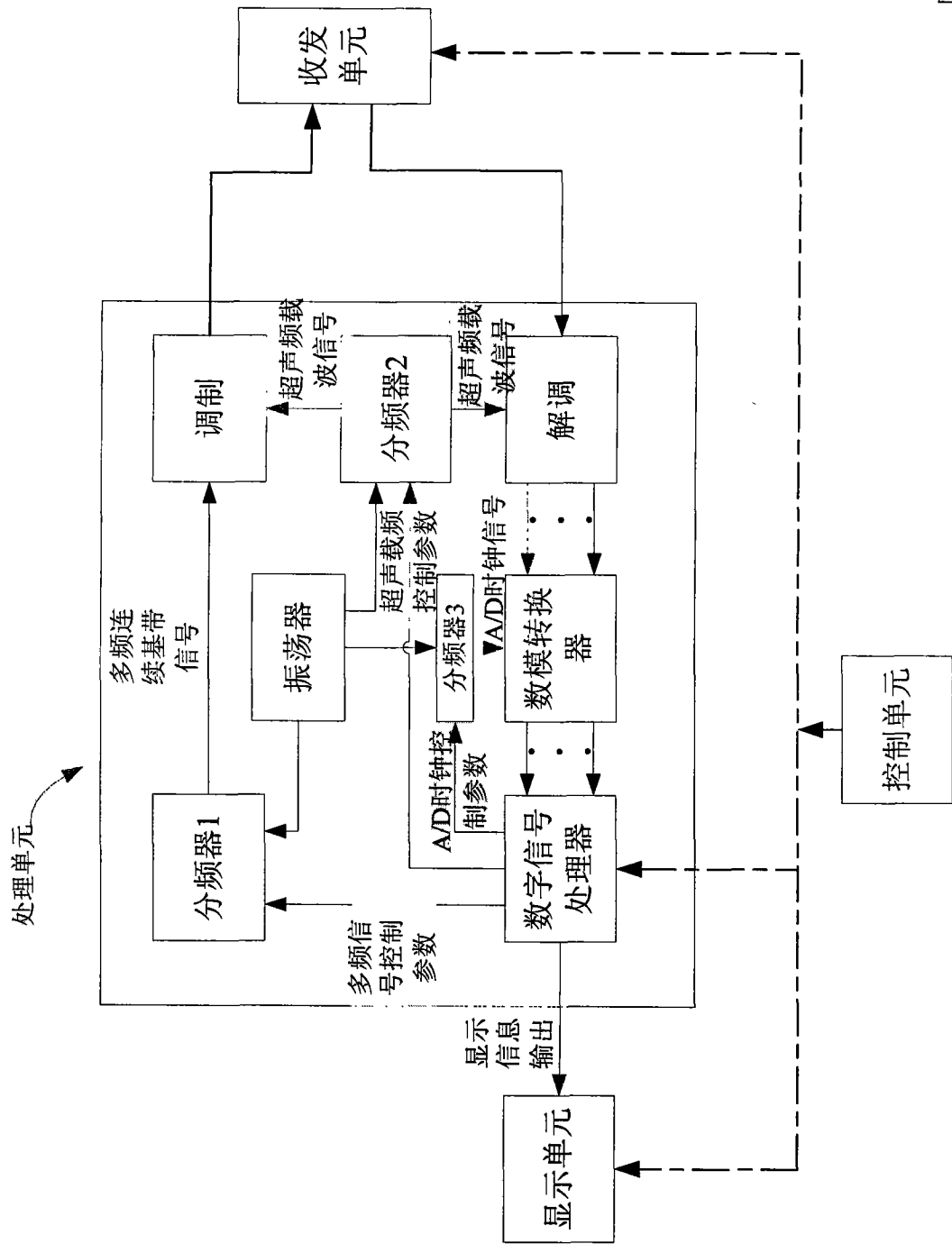


图2

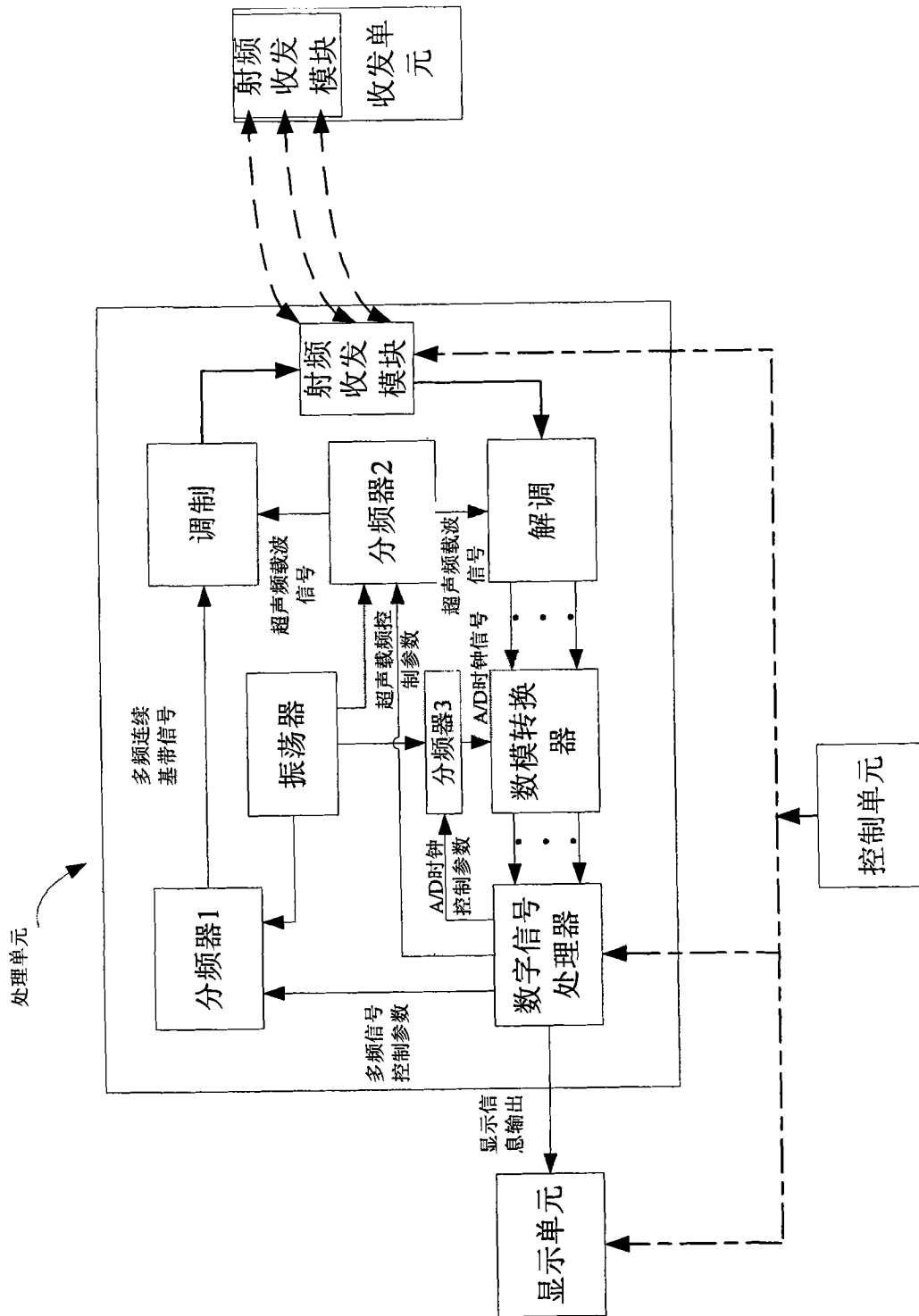


图3

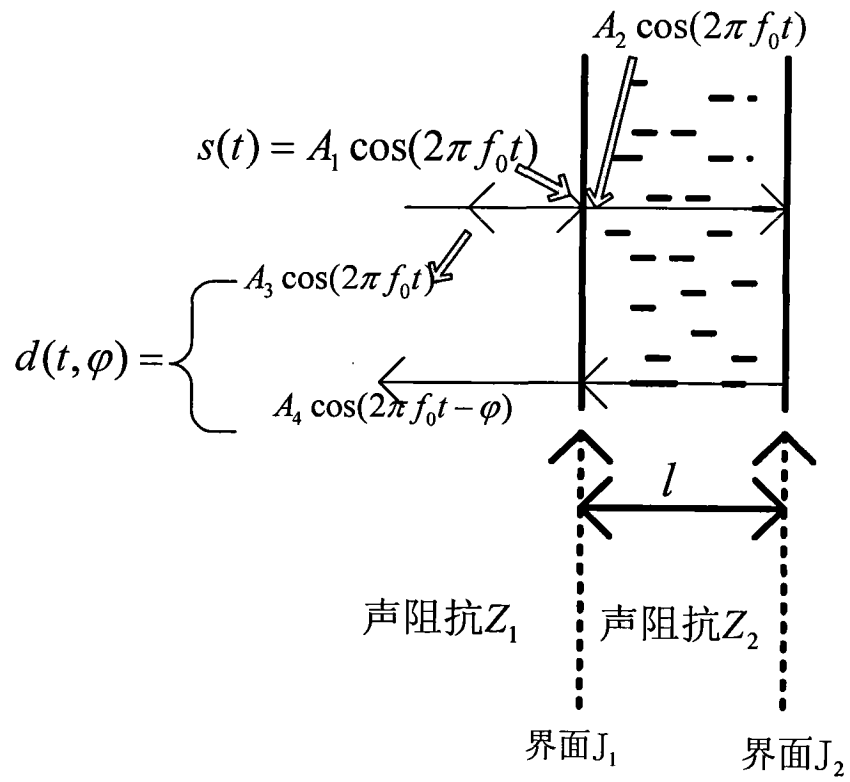


图 4

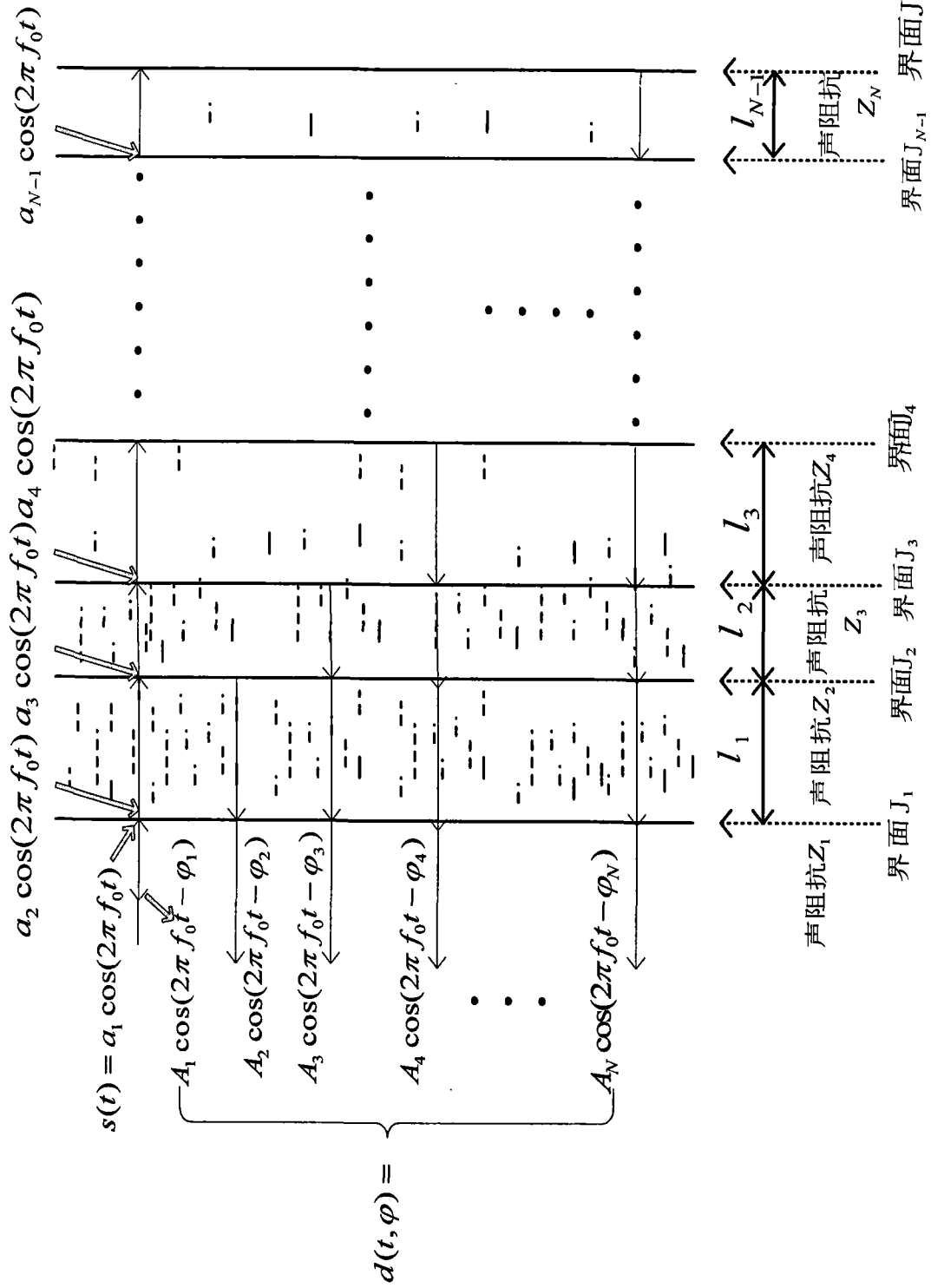


图 5

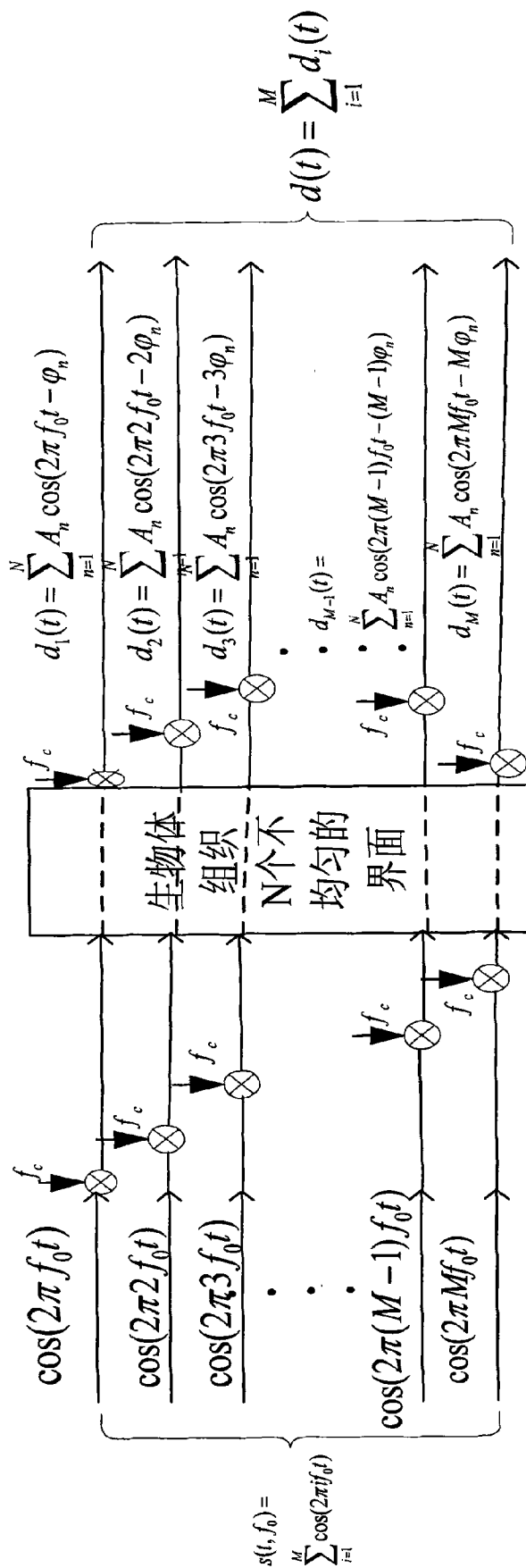


图 6

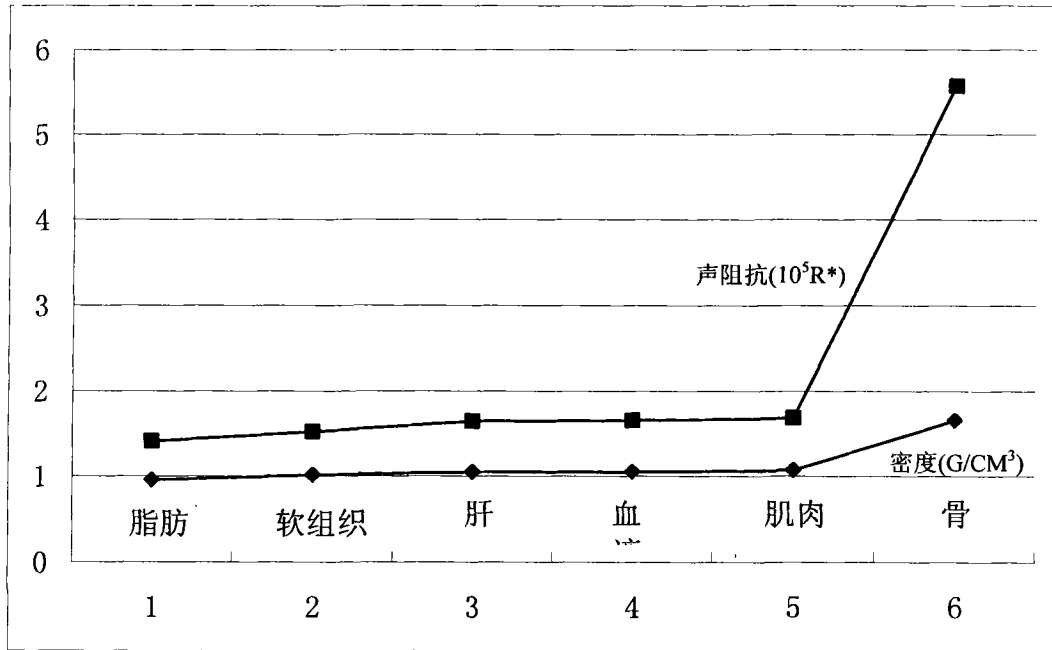


图 7-a

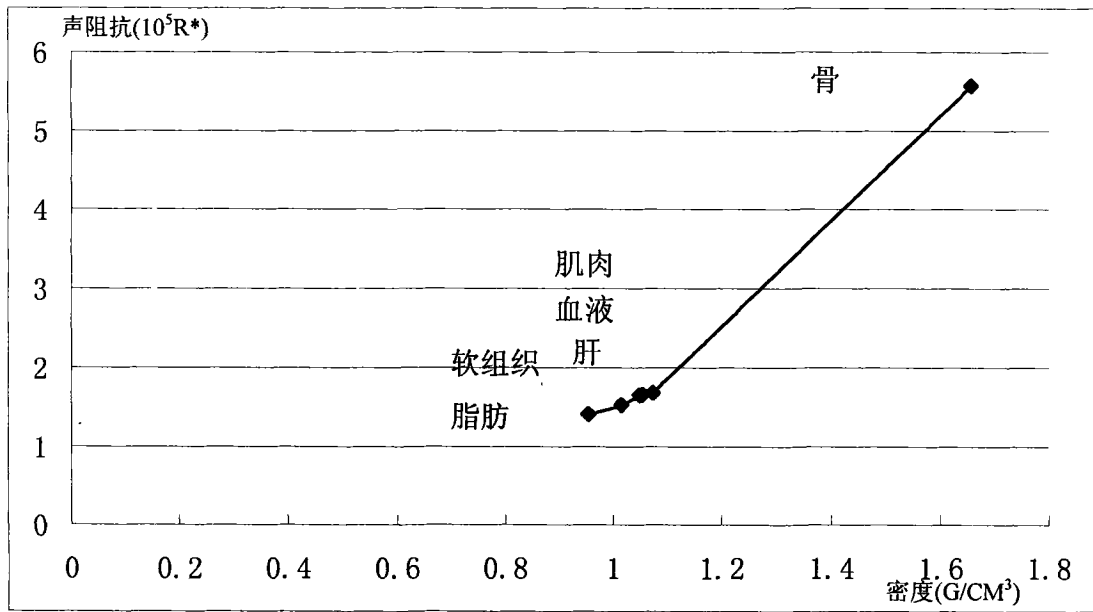


图 7-b

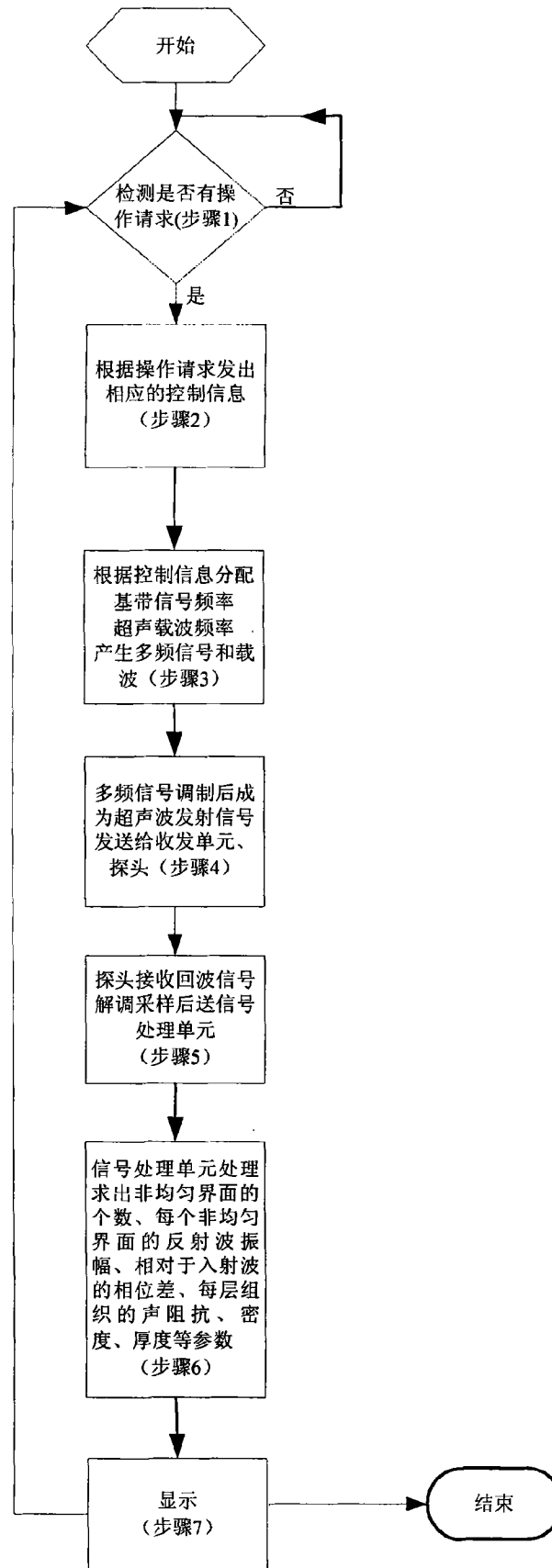


图 8

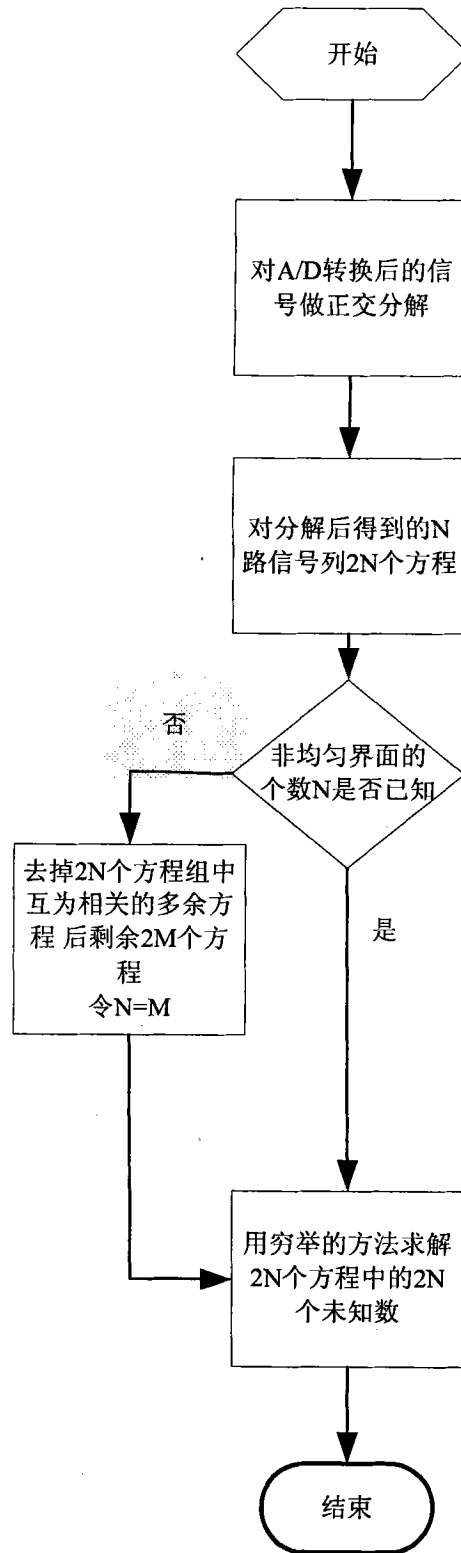


图 9

专利名称(译)	基于超声稳态反射波的生物体声阻抗的测量方法与装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101474079B</a>	公开(公告)日	2011-04-06
申请号	CN200910036445.4	申请日	2009-01-06
[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		
代理人(译)	何淑珍		
审查员(译)	宋含		
其他公开文献	CN101474079A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种基于超声稳态反射波的生物体声阻抗测量方法，包括(1)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；(2)超声波探头将该多频超声连续发射信号发送出去；(3)超声探头检测反射回来的稳态回波信号；最后通过解方程组求出不均匀反射界面反射波的振幅和相对于入射波的相位差。实现该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，处理单元分别与收发单元和显示单元连接。本发明计算精度高，抗干扰性好，抗噪能力强，测量只需要一个探头使得开发设备的成本降低，并且测量方法简单，可用于在体实验。

