



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107854141 A

(43)申请公布日 2018.03.30

(21)申请号 201711200280.0

(22)申请日 2017.11.24

(71)申请人 南京大学

地址 210023 江苏省南京市栖霞区仙林大道163号

(72)发明人 何爱军 付思东 陈仿 陈丽丽 陆佳 汪莹

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

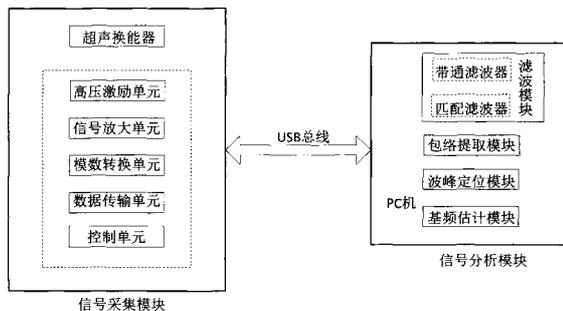
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种基于超声背向散射信号的骨小梁间距测量系统

(57)摘要

一种基于超声背向散射信号的骨小梁间距测量系统,解决了之前方法测量准确度低或者需要依据经验反复调整参数、计算复杂以及测量系统不易携带的问题。本发明包括一个信号采集模块和一套信号分析软件。信号采集模块由换能器、高压激励单元、信号放大单元、模数转换单元、主控单元以及数据传输单元构成。信号采集模块在USB接口的供电质量和供电功耗的制约下,实现超声背向散射信号的高质量获取。信号分析软件由滤波、包络提取、波峰定位以及基频估计四个子模块构成,用于实现骨小梁空间位置的自动定位,并计算骨小梁平均间距。基于匹配滤波的信号分析方法对于任意超声换能器和激励、放大、采集系统的组合均是自适应的,鲁棒性强,易于实现。



1. 一种基于超声背向散射信号的骨小梁间距测量系统,其特征是包括一个基于USB接口的超声背向散射信号激励、放大、采集、传输模块和一套基于PC的信号分析软件,信号分析和数据管理功能集中于PC端,硬件部分仅实现控制和采集功能,体积小,方便携带。

2. 根据权利要求1中所述的超声背向散射信号激励、放大、采集、传输模块,其特征是以FPGA为主控,包含超声换能器、高压激励单元、信号放大单元、模数转换单元、增益控制单元以及USB数据传输单元,实现了14bit、100MSPS的超声背向散射信号高速采集功能。

3. 根据权利要求1中所述的超声背向散射信号激励、放大、采集、传输模块,模块内置两节串联锂电池,由USB口的5V电源升压至9V并限流后给锂电池充电,锂电池提供整个系统的工作电源,由于采集系统中超声激励和回波采集为脉冲式的,平时功耗低,间隙性短期内工作时功耗较高,锂电池可提供瞬时大功率,沿时间轴平均了功率需求,在USB接口的供电质量和供电功耗制约下,为整个系统提供了高质量的供电电源。

4. 根据权利要求1中所述的超声背向散射信号激励、放大、采集、传输模块,模块供电由内置的两节串联锂电池提供,两串锂电池经过TPS7350降压后得到正5V模拟电源,经过LT1931反转并经LT1964降压后得到负5V模拟电源,正负5V供电电源通过锂电池变换产生,噪声低,纹波小,降低了信号放大电路的本底噪声,与14bit的高速数据采集系统的性能要求匹配,保证了超声背向散射信号的采集质量。

5. 根据权利要求1中所述的信号分析软件,其特征是信号分析软件由滤波、包络提取、波峰定位以及基频估计四个子模块构成,其中滤波子模块由带通滤波器和匹配滤波器构成,信号分析软件在工作过程中无需人工干预,不需要设定任何阈值即可估计出骨小梁平均间距,准确度高,鲁棒性好,操作简单。

6. 根据权利要求1中所述的信号分析软件,其特征是信号分析软件中的匹配滤波器是由采集系统发出的超声脉冲波在大平板上的单次回波经数字带通滤波器滤波后得到的,滤波器的特性对于任意超声换能器和激励、放大、采集系统的组合均是自适应的,易于实现。

7. 根据权利要求1中所述的信号分析软件,其特征是信号分析软件根据采集到超声背向散射信号,不仅可以得到骨小梁平均间距,还可以得到骨小梁的空间分布信息,对采集到的超声背向散射信号进行匹配滤波、包络提取和波峰定位处理后,可以得到骨小梁的空间分布信息,再利用得到的骨小梁空间分布信息,通过基频估计计算出骨小梁平均间距。

一种基于超声背向散射信号的骨小梁间距测量系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声定量测量技术领域,针对根据超声背向散射信号来估计骨小梁间距方法存在估计准确度低、计算方法复杂以及测量系统体积较大的问题,设计了一种从超声背向散射信号中定位骨小梁空间位置进而估计骨小梁平均间距的系统,不仅可以测量骨小梁的平均间距,还可以得到骨小梁的空间分布信息。

背景技术

[0002] 骨质疏松症是一种骨强度下降引起的疾病,会引起骨微结构的退化,导致骨折概率的增加。伴随着我国人口老龄化的加剧,骨质疏松症将会成为越来越严重的社会问题。目前,骨质疏松症标准的诊断方法是使用双能X射线测量骨密度,但是由于其具有电离辐射而且仪器成本高,因此难以作为日常的检测手段,而超声诊断技术由于其无电离辐射、便捷、性价比高等特点,在骨密度检测方面得到了越来越多的应用。

[0003] 目前常用的超声诊断方法是超声透射法和超声轴向传输法。超声透射法和超声轴向传输法需要多个探头或多个换能器,对于测量骨骼的位置有很大的限制,且测量的是声速(Speed Of Sound,SOS)和宽带衰减系数(Broadband Ultrasound Attenuation,BUA)等反应骨质特性的间接指标,而超声背向散射法使用同一个换能器对超声波进行收发,测量位置更加灵活,并且测量得到的是骨小梁间距这一直接指标。

[0004] 骨在结构上主要分为皮质骨和松质骨。松质骨是由近似周期分布的骨小梁构成的。骨质疏松会导致骨的微观结构退化,包括骨小梁间距变大以及骨小梁变细。因此,骨小梁间距,特别是骨小梁间距的平均值,成为一种评判骨质状况的指标。

[0005] 目前用于估计骨小梁间距的方法主要有两类。一类是频域的方法,基于背向散射信号的频谱来估计骨小梁间距的平均值,这类方法有:自回归(Auto Regressive,AR)谱估计法、频谱自相关(Spectrum Auto-Correlation,SAC)法以及二次变换(Quadratic Transformation,QT)法;另一类是时域的方法,直接从背向散射信号中确定骨小梁的位置,随后通过统计估计骨小梁平均间距,这类方法以简易反向滤波跟踪(Simplified Inverse Filter Tracking,SIFT)法为代表,其优点是不仅能得到骨小梁间距的平均值,还能得到骨小梁空间位置的分布信息。

[0006] 基于背向散射信号频谱的方法在估计人体骨小梁平均间距(一般小于1mm)时,鲁棒性较差,准确度不高,而简易反向滤波跟踪的方法存在计算复杂的缺点,并且在定位骨小梁位置时,需要根据经验调整该方法中的一些参数,这些缺陷限制了简易反向滤波跟踪法的实用性,需要进一步探索更优的骨小梁间距的估计技术。

[0007] 用背向散射信号准确估计骨小梁间距的前提是背向散射信号具有足够的信噪比。为了保证采集到的背向散射信号的信噪比能满足后续处理需要,信号采集的硬件电路需要精心设计。信号采集电路的噪声要足够低以满足后续处理对信噪比的要求。

[0008] 另外现有的超声背向散射骨密度仪主要为科研用途,存在体积较大,不易携带的缺陷。对于骨状况的常规检测,如果仪器设备体积较大,重量较重将不利于骨常规检测的广

泛开展,也不便于向家庭普及,不利于骨质疏松的早发现、早诊断、早治疗。一款基于USB接口的、小型的、便携的超声背向散射骨密度仪将具有更大的应用价值。

发明内容

[0009] 本发明要解决的问题是:现有的基于超声背向散射信号估计骨小梁间距的方法,或者准确度不高,或者计算复杂需要依据经验反复调整计算参数;测量骨小梁间距的系统体积较大,携带不便。

[0010] 本发明的技术方案为:基于超声背向散射信号的骨小梁间距测量系统,包括一个具有超声背向散射信号激励、放大、采集、传输功能的信号采集模块和一套基于PC的信号分析软件。信号采集模块用于采集超声背向散射信号,并将背向散射信号传输给信号分析软件,由信号分析软件进行后续处理。信号采集模块由超声换能器、高压激励单元、信号放大单元、模数转换单元、控制单元以及数据传输单元构成。信号分析软件由滤波、包络提取、波峰定位以及基频估计共四个子模块构成,用于从背向散射信号中定位出骨小梁的位置并统计出其间距的平均值。

[0011] 信号采集模块的一个主要难题是在USB接口的供电质量和供电功率的制约下,保证系统的信号采集质量。由于采集系统中高压激励和回波采集为脉冲式的,平时功耗低,间歇性短期内工作时功耗较高,因此采集系统的时间平均功率并没有超过USB接口的功率制约。系统的信号采集模块内置两节串联锂电池,将USB接口的5V电源升压至9V并限流后给锂电池充电,锂电池提供整个系统的工作电源,由于锂电池的电源纹波远小于USB接口本身的电源纹波,且锂电池可提供间歇性突发的大电流,满足采集系统高压激励和回波采集的功率需求,从而保证了所采集的超声背向散射信号的质量。

[0012] 控制单元协调信号采集模块的其他单元协同工作,使用FPGA作为主控芯片。在FPGA内部实现通讯控制模块、数据缓冲模块以及采样控制模块共三个子模块。通讯控制模块用于控制USB接口芯片工作,负责将采集到的数据通过USB接口芯片上传;另一方面通讯控制模块通过USB接口芯片从USB总线上读取设定的信号增益值或采样开始指令,并将增益值或采样开始指令传递给采样控制模块。数据缓冲模块用于缓冲高速AD芯片工作时得到的采样数据,以匹配AD芯片的采样率和USB总线的传输速率,使得AD芯片的采样速率可以高于USB总线的数据传输速率。采样控制模块负责两个功能,一个是根据预期的信号增益值设定信号放大单元中放大器的增益;另一个功能是在收到采样开始的指令后产生高压脉冲的触发信号,并在一段时间后控制AD芯片进行采样。

[0013] 高压激励单元在控制单元的控制下产生高压脉冲。高压由反激式升压电路得到,用于高压激励单元的供电。当高压激励单元接收到FPGA主控芯片传输来的高压脉冲触发信号时,产生高压负脉冲用于激励超声换能器,产生超声脉冲波。

[0014] 超声换能器在高压激励单元产生的高压脉冲作用下产生超声波,并将接收到的超声背向散射信号转换为电信号。

[0015] 信号放大单元放大背向散射信号。信号放大单元由低噪声前置放大模块和可控增益放大模块构成。低噪声前置放大模块由钳位电路、低通滤波电路以及放大电路构成。钳位电路用于对输入信号限幅,可以用二极管构成。当输入为高压激励脉冲时,钳位电路将输入信号的幅值钳位,避免高压损坏放大器。当输入为幅度很小的背向散射信号时,信号不受钳

位电路的影响,从而得到放大电路的线性放大。可控增益放大模块由可控增益放大器及外部电阻电容元件构成。可控增益放大模块的工作受到FPGA内部的采样控制模块控制,采样控制模块依据设定的增益值对可控增益放大器的增益进行设定,控制可控增益放大器的放大倍数。

[0016] 模数转换单元将模拟信号转换成数字信号,用于后续数字信号处理。模数转换单元的工作受到主控芯片FPGA内部的采样控制模块控制。采样控制模块控制模数转换单元的采样起始时间、采样长度以及采样率。

[0017] 数据传输单元将数字信号通过USB总线传输给信号分析软件。数据传输单元由USB接口芯片FT232H以及外围电阻电容和ROM构成。FT232H芯片读取ROM芯片内的配置内容并在PC机指令的配置下工作在同步FIFO模式。FT232H芯片在同步FIFO模式下实现和FPGA的快速数据交换,并将从FPGA读取到的数据通过USB总线上传给PC机上的信号分析软件。

[0018] 滤波由两个滤波器完成;一个滤波器是数字带通滤波器,用于粗略滤除背向散射信号频带范围以外的噪声;另一个滤波器为匹配滤波器,用于最大限度地提高背向散射信号的信噪比。带通滤波器的高频截止频率和低频截止频率应该涵盖背向散射信号的最高频率和最低频率。由于开关电源工作时产生的噪声相对于背向散射信号是低频信号,因此带通滤波器的低频截止频率除了要低于背向散射信号的最低频率外还应该要尽量远高于开关电源的工作频率。根据匹配滤波器设计理论,选用脉冲超声波在单次反射时产生的回波作为匹配滤波器的冲击响应函数,只要保证反射信号足够强、信噪比足够高,采集到的反射信号便可以作为匹配滤波器。本专利通过超声波在大平板上的反射来获取信噪比足够高的反射信号。这样设计出来的滤波器的特性对于任意超声换能器和激励、放大、采集系统的组合均是自适应的,易于实现。

[0019] 包络提取和波峰定位用于从滤波后的背向散射信号中提取出骨小梁的空间分布信息。包络提取可以使用希尔伯特变换也可以使用小波变换实现。包络提取用于将背向散射信号中的载波去除,只保留包络信息。包络中每一个波峰即为一次散射事件发生,也就是说该位置存在一处骨小梁密集分布区域。波峰定位的目的就是从包络信号中定位出所有散射发生的位置,该过程可以抽象为寻找所有极大值的问题。寻找出来的极大值点所在的位置信息即为骨小梁的空间分布信息。

[0020] 基频估计根据骨小梁的空间分布信息估计出平均骨小梁间距。对于得到的骨小梁空间分布信息可以通过统计相邻两骨小梁的间距然后求平均值得方法得到;也可以通过功率谱估计方法计算出骨小梁空间分布谱,随后设定查找范围以减少搜索时间,在查找范围内找出幅度最大的谱峰所对应的频率作为基频,并通过该基频换算出平均骨小梁间距。

[0021] 本系统在估计骨小梁平均间距时不需要人工干预估计过程,仅需人工操作采集到背向散射信号即可。本系统估计出来的骨小梁平均间距准确度高于之前的方法估计出来的骨小梁平均间距。本发明在估计骨小梁平均间距时具有估计准确度高、无需人工干预估计过程、处理流程简单的优势。

附图说明

[0022] 图1是系统总体结构框图。

[0023] 图2是信号采集模块的结构框图。

[0024] 图3是信号分析模块的结构框图。

具体实施方式

[0025] 本发明由两大模块构成,其中一个模块为硬件采集模块,另外一个模块为信号分析模块,系统整体结构框图如图1所示。

[0026] 信号采集模块的结构框图如图2所示。控制单元使用FPGA,数据传输单元使用USB总线。整个模块在FPGA的控制下完成高压激励脉冲的产生、背向散射信号的放大、背向散射信号的采集以及背向散射信号的传输。

[0027] 整个信号采集模块的供电来自于USB接口,通过将USB接口的5V经过MP1542升至9V,再通过LTC4002ES8-8.4调节后给模块内置的两串锂电池充电。两串锂电池经TPS5430变换后,生成3.3V、2.5V和1.2V,给数字电路部分供电。模拟电路部分需要正负5V供电,将两串锂电池经过TPS7350降压后得到正5V模拟电源,经过LT1931反转并经LT1964降压后得到负5V模拟电源,由于此正负5V供电电源通过锂电池变换产生,噪声低,纹波小,降低了信号放大电路的本底噪声,与14bit的高速数据采集系统的性能要求匹配,保证了超声背向散射信号的采集质量。

[0028] 主控单元使用的FPGA为Xilinx公司的Spartan-6系列产品,型号为XC6SLX9。FPGA内部模块包含通讯控制模块、数据缓冲模块以及采样控制模块共三个子模块。通讯控制模块实现245同步FIFO的接口时序,从而和USB2.0高速接口芯片FT232H芯片完成数据交换。数据缓冲模块由异步FIFO构成,异步FIFO是由FPGA内部的块RAM以及时序组合逻辑实现的。采样控制模块由负责控制模数转换器工作的时序电路以及控制增益的时序电路构成。

[0029] 信号采集模块使用同一个超声换能器实现超声波的发射和接收。采用的超声换能器为单阵元非聚焦超声换能器,换能器中心频率为2.25MHz,-6dB带宽为1.6MHz。

[0030] 高压激励的触发信号由FPGA产生,触发信号触发高压激励模块产生高压激励脉冲,用于超声换能器的激励。产生的高压激励脉冲是脉冲宽度为20ns,峰值约200V的负脉冲。其中高压由反激式升压电路得到。反激式升压电路的输入电压为12V,输出电压约200V。

[0031] 背向散射信号的放大由前置放大和可控增益放大两部分组成。前置放大电路用于完成背向散射信号的低噪声放大,实现背向散射信号的初级放大。前置放大电路由Analog公司的运算放大器AD8099构成,采用同相放大结构,增益为15.7dB。运放的同相输入端和反相输入端之间并联两导通方向相反的二极管,并在同相输入端与超声换能器之间串联一个电阻,由二极管和电阻构成钳位电路。在运算放大器的输出端和反相输入端串联一个电容,通过该电容和放大电路中用到的电阻实现低通滤波电路。通过调整电容值可以调整该低通滤波电路的截止频率,这一截止频率可以设定为10MHz。

[0032] 可控增益放大电路完成背向散射信号的二次放大。可控增益放大电路由集成芯片AD8331构成,本发明中使用的增益范围为7.5dB至55.5dB。FPGA采样控制模块给出增益值的数字量,通过DA芯片转换为模拟量,进而控制AD8331芯片的增益。在FPGA的控制下,调整后的放大系数使得二次放大后背向散射信号的幅度略大于模数转换器满量程值的80%,从而保证背向散射信号能被模数转换器准确采样。

[0033] 模数转换器采用具有14位分辨率的AD6645,该模数转换器的最大采样率可达到105MSPS,在本发明中使用的采样率为100MSPS,采样长度为3200个采样点。采样得到数据由

FPGA内部的数据缓冲模块缓存。

[0034] 缓存在FPGA中的数据缓冲模块的背向散射信号由FPGA的通讯控制模块通过USB总线传输到信号分析模块。USB接口芯片使用FT232H,该芯片被配置工作在FT245同步FIFO模式,传输速率为60MB/S。

[0035] 信号分析软件由滤波、包络提取、波峰定位以及基频估计四个子模块构成,采用C#编写实现。信号分析模块的结构框图如图3所示。信号分析模块用于从信号采集模块采集到的背向散射信号中计算出骨小梁的空间位置,并估计出骨小梁平均间距。

[0036] 滤波模块由两个滤波器构成,其中一个为带通滤波器,另外一个为匹配滤波器。带通滤波器为契比雪夫II型无限冲击响应数字滤波器。设计滤波器时,采用的参数为:采样频率60MHz,低频截止频率300KHz,高频截止频率8MHz。匹配滤波器是通过采集超声波在大平板上产生的单次反射信号得到的。由于大平板上的超声波反射很强,因此采集到的反射信号的信噪比很高,采集到的信号仅需通过带通滤波器简单滤波即可作为匹配滤波器使用。

[0037] 包络提取是通过希尔伯特变换实现的。通过希尔伯特变换计算出背向散射信号的解析信号,随后对解析信号取模,信号的包络即可提取出来。

[0038] 波峰定位即为寻找极大值点的过程。通过计算信号的一阶差分和二阶差分,然后找一阶差分为零且二阶差分小于零的点,这些点即为极大值点,也就是波峰。找到所有波峰点后,保留包络信号所有波峰点的幅值而其他点设为零,这样便得到了由一系列冲激函数构成的信号。每一个冲激函数代表一次散射发生的位置,即表明该位置存在一个骨小梁,所以由波峰定位得到的一系列由冲激函数构成的信号即为骨小梁的一维空间分布信息。

[0039] 最后平均骨小梁间距的值是利用波峰定位得到的骨小梁空间分布信息计算基频然后折算得到的。对波峰定位的结果做快速傅里叶变换,这样便得到了骨小梁分布的空间谱。由于正常人体平均骨小梁间距的分布范围是0.45mm到0.9mm,可以设定基频的搜索范围对应的平均骨小梁间距为0.4mm到2.0mm,搜寻范围略大于正常的平均骨小梁间距范围值是考虑到骨质疏松患者的平均骨小梁间距会大于正常人。在搜索范围内找到幅值最大谱峰所对应的频率 f , f 即为所要找的基频。寻找谱峰的方法和波峰定位中所用的方法一样,通过找极大值点找到谱峰。找到谱峰后再通过比较幅值大小,进一步从极大值中找到最大值。对于得到的基频值 f ,利用公式 $MTBS = c / (2f)$ 即可得到平均骨小梁间距MTBS,其中 c 是声速,测量过程中是已知常量,对于人体组织取值为1540m/s。

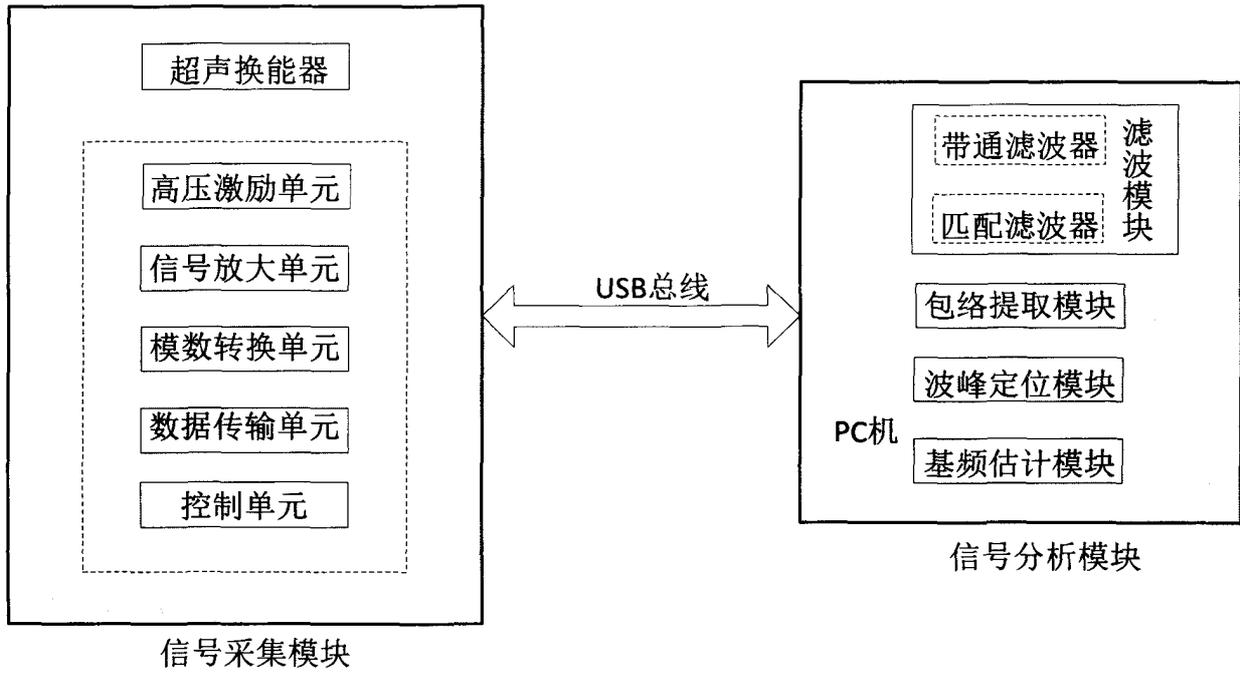


图1

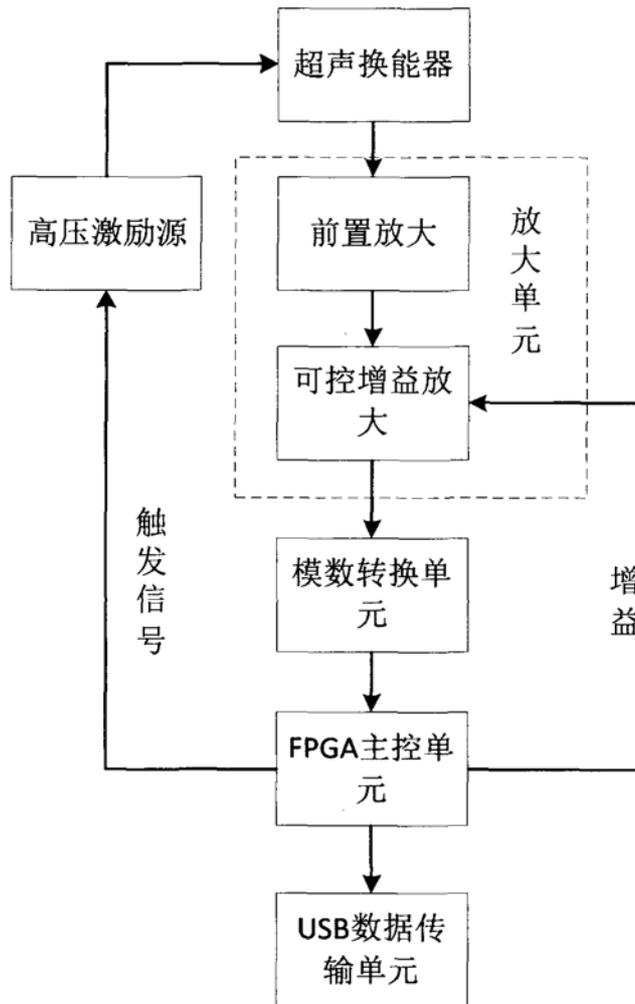


图2

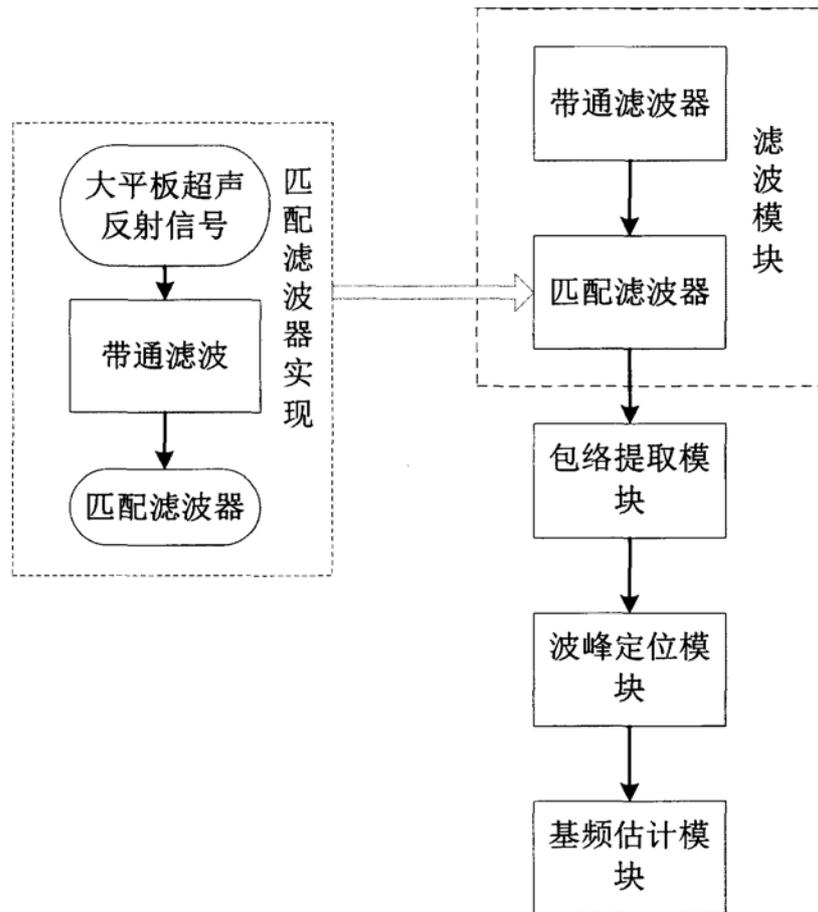


图3

专利名称(译)	一种基于超声背向散射信号的骨小梁间距测量系统		
公开(公告)号	CN107854141A	公开(公告)日	2018-03-30
申请号	CN201711200280.0	申请日	2017-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	南京大学		
申请(专利权)人(译)	南京大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京大学		
[标]发明人	何爱军 付思东 陈仿 陈丽丽 陆佳 汪莹		
发明人	何爱军 付思东 陈仿 陈丽丽 陆佳 汪莹		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B8/52 A61B8/56		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于超声背向散射信号的骨小梁间距测量系统，解决了之前方法测量准确度低或者需要依据经验反复调整参数、计算复杂以及测量系统不易携带的问题。本发明包括一个信号采集模块和一套信号分析软件。信号采集模块由换能器、高压激励单元、信号放大单元、模数转换单元、主控单元以及数据传输单元构成。信号采集模块在USB接口的供电质量和供电功耗的制约下，实现超声背向散射信号的高质量获取。信号分析软件由滤波、包络提取、波峰定位以及基频估计四个子模块构成，用于实现骨小梁空间位置的自动定位，并计算骨小梁平均间距。基于匹配滤波的信号分析方法对于任意超声换能器和激励、放大、采集系统的组合均是自适应的，鲁棒性强，易于实现。

