



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108742706 A  
(43)申请公布日 2018.11.06

(21)申请号 201810351191.4

(22)申请日 2018.04.18

(71)申请人 中国地质大学(武汉)

地址 430000 湖北省武汉市洪山区鲁磨路  
388号

(72)发明人 贺良华 张浩

(74)专利代理机构 武汉知产时代知识产权代理  
有限公司 42238

代理人 龚春来

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

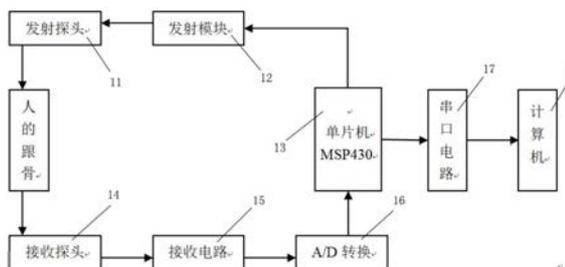
权利要求书1页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

一种骨密度检测系统

(57)摘要

本发明公开了一种超声波骨密度检测系统，包含发射探头、发射电路、主控芯片、模数转换电路、接收电路及接收探头；发射电路串联在发射探头与主控芯片之间，接收探头、接收电路、模数转换电路以及主控芯片依次串联，接收电路对接收探头接收到的信号进行预处理，模数转换电路对预处理后的信号进行模数转换并传输至主控芯片；接收电路包括依次连接在接收探头与发射探头之间的TDC-GP2芯片以及电压放大电路；主控芯片在开始控制发射电路产生驱动信号时，同步产生第一触发信号，并在接收探头接收到的信号在经过接收电路被模数转换电路处理完毕时，同步产生第二触发信号，以控制TDC-GP2计时。基于本发明的超声波骨密度检测系统进行骨密度检测时精度高且易于使用。



1. 一种超声波骨密度检测系统,其特征在于,包含:发射探头、发射电路、主控芯片、模数转换电路、接收电路以及接收探头;发射电路串联在发射探头与主控芯片之间,用于在主控芯片的控制下产生驱动信号,并经由发射探头产生超声波发射出去;接收探头、接收电路、模数转换电路以及主控芯片依次串联,接收电路用于对接收探头接收到的信号进行预处理,模数转换电路用于对预处理后的信号进行模数转换,并传输至主控芯片;接收电路包括依次连接在可控芯片与发射探头之间的TDC-GP2芯片以及电压放大电路;

主控芯片在开始控制发射电路产生所述驱动信号时,同步产生第一触发信号控制所述TDC-GP2开始计时,并在接收探头接收到的信号在经过接收电路被模数转换电路处理完毕时,同步产生第二触发信号控制所述TDC-GP2停止计时,所述主控芯片计算出计时时长以用于骨密度检测结果的得出。

2. 根据权利要求1所述的骨密度检测系统,其特征在于,所述主控芯片计算出计时时长以用于骨密度检测结果的得出具体是指:

所述主控芯片根据计时时长计算出BUA值以及SOS值,并根据计算出的BUA值、SOS值以及预设的BUA值正常范围、SOS值正常范围,得出骨密度检测结果;

或者所述主控芯片将主控芯片发送至上位机,由上位机根据计时时长计算出BUA值以及SOS值,并根据计算出的BUA值、SOS值以及预设的BUA值正常范围、SOS值正常范围,得出骨密度检测结果。

3. 根据权利要求2所述的骨密度检测系统,其特征在于,所述得出骨密度检测结果具体是指判断计算出的BUA值是否位于预设的BUA值正常范围 $6\sim 110\text{dB/MHz}$ 内,计算出的SOS值是否位于预设的SOS值正常范围 $1475\sim 1650\text{m/s}$ 内,若两个所述判断的结果均为是,则骨密度检测结果为骨密度正常,否则骨密度检测结果为异常。

4. 根据权利要求1所述的骨密度检测系统,其特征在于,所述电压放大电路是通过芯片NE5532A实现的。

5. 根据权利要求1所述的骨密度检测系统,其特征在于,所述主控芯片为单片机MSP430,主控芯片的引脚DVCC、P1.4、P1.3、P1.2、P1.1、P2.3、P2.2、P2.1、P2.0、GND分别连接TDC-GP2的引脚VCC、RSTN、S0、SI、SCK、SSN、INIT、EN\_STOP1、STOP1、EN\_START、START、GND;

TDC-GP2的引脚EN\_START、EN\_STOP1在计时时被置成高电平,TDC-GP2采用测量范围 $500\text{ns}\sim 4\text{ms}$ 的测量范围进行测量。

6. 根据权利要求5所述的骨密度检测系统,其特征在于,所述TDC-GP2受控于MSP430,产生中心频率为 $500\text{kHz}$ 的方波脉冲,经过电压放大电路进行功率放大后使得发射探头产生超声波并发射出去。

7. 根据权利要求1所述的骨密度检测系统,其特征在于,所述接收电路包含放大电路、滤波电路以及用于对滤波电路滤波处理后的信号进行处理的快速傅里叶变换电路,以进行所述预处理,所述滤波电路采用椭圆带通数字滤波器实现。

8. 根据权利要求7所述的骨密度检测系统,其特征在于,所述滤波电路的通带为 $450\sim 550\text{kHz}$ ,过渡带均为 $50\text{kHz}$ ,通带波纹 $R_p$ 小于 $0.006\text{dB}$ ,阻带衰减 $R_s$ 为 $130\text{dB}$ ,采样频率 $f_s$ 为 $1.25\text{MHz}$ 。

## 一种骨密度检测系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波传感技术和信息分析技术及其在医疗器械上的应用领域,更具体地说,涉及一种骨密度检测系统。

### 背景技术

[0002] 骨质疏松症是老年人常见的多发病之一,严重危害着人们的健康。研究开发适合我国国情的骨密度测量分析系统,对及时有效地诊断骨质疏松症,预防骨质疏松及其并发症的发生,提高老龄人口的生存质量具有十分重要的意义。目前大多测定骨密度、预测骨折发生率的有效的办法,常用的是双能X线吸收法(DEXA),但其存在放射性辐射、扫描时间长、体积大、价格昂贵、不适合儿童检测以及不便于长期跟踪观察等缺点。定量超声测量骨密度早已用于临床,正处于不断的发展完善过程中,国外许多国家普遍把骨密度仪视为一种常规的测量设备。

[0003] 这种定量超声波法是近年来发展起来的最具发展潜力的骨密度测量方法,它具有无电离辐射、扫描时间短、操作简单、精确度高、体积小、廉价便携等优势,更主要的是超声能够提供骨小梁结构方面的信息,更好地反映出骨强度状况。本检测系统选用的干式测量法测量骨密度,此方法相对于一般水浴法而言,具有使用方便、卫生等优点。如何从超声波信号中提取骨骼的定量超声参数即宽带超声衰减参数(BUA)和超声速度(SOS),是目前定量超声检测技术的重点课题。

[0004] 超声波在介质中传播时,一部分声波能量被衰减,超声波在松质骨的衰减机理主要是散射,在皮质骨为吸收,此外超声衰减还依赖于超声频率,最适用于骨特性的超声频率范围为0.25~1.25MHz。通过测量超声衰减BUA和超声传播速度SOS值,根据测量值与标准正常骨密度的值相比较来判断所测骨骼是否发生了骨质疏松。人体跟骨BUA恒定范围为6~110dB/MHz,SOS范围为1475~1650m/s。目前的测量系统均是通过超声波发射电路发射超声波,然后超声波接收电路接收超声波信号,并计算得到BUA和SOS值。

[0005] 超声发射电路具有发射超声波的超声波发射探头,触发超声波发射探头需要一定的功率,超声波发射电路部分主要功能就是通过驱动电路产生高速脉冲并对其功率进行放大来激励超声探头发射超声波,因超声换能器出入谐振状态时的效率最高,所以产生的脉冲频率与换能器中心频率相同。较早的超声波发射电路中对超声脉冲的控制,通常选择场效应管作为开关,利用开关触发信号控制其通断。图1是传统发射电路的工作原理图。由图可知,当场效应管开关导通时,产生的电压能够驱动超声探头工作;反之,开关截至时,脉冲产生电路因如输入电压而停止工作,无超声波产生。这种需要先利用555芯片构成多谐振荡器,产生交流信号,然后利用变压器对该信号进行放大产生高电压,同时开关触发信号对场效应的关断和开通进行控制。也就是说场效应管作为开关控制高电压脉冲的发射和停止。由于电路中需要使用555芯片、变压器、场效应管等分立元件搭建出完整的超声发射电路,通常需要给电路提供较高的直流电压,这使得电路成本大大提高、电路体积增加、干扰性增多而且存在安全隐患等缺点。在有些改良的新型电路中,将变压器产生高电压的过程由两

个BJT管组成推挽放大电路来代替,用CMOS器件(IRFP450)代替场效应管作为开关元件,产生高速脉冲,通过电感储能就可以产生很高的电压。后者相对于前者来说,降低了电路成本、减少了高压隐患,但仍然没有解决分立元件所带来的精度低的问题。

[0006] 接收电路部分是对接收到的超声信号进行处理,与发射电路部分相反,在接收电路部分需要将超声信号转换为电信号进行分析和处理。接收电路主要是对超声波传播过程中穿透波进行分析和处理,其电路性能直接影响后续数据采集和处理的精确性,因此在对超声信号的处理方面有着较高的要求。因为每个人的跟骨厚度都比较薄,对测量结果影响不大,而且这样测量便于操作,测量精度较高。在传统的SOS系统设计中,一般是通过观察超声传感器T(发射探头)、R(接收探头)两者波形的峰值的到达时间差,然后根据跟骨宽带,利用公式(1)

$$V_{heel} = \frac{X}{t_x}$$
 ( $V_{heel}$ 为足跟的平均速度, $X$ 为包括跟骨和两侧软组织的速度,  $t_x$ 为包括

软组织在内的足跟宽度超声穿过净骨和跟骨的时间)得到SOS,这样操作存在以下问题:

[0007] (1) 超声驱动电路是由分立元器件组成的,在一般的情况下,分立元件的延时是可以忽略的。可由于两超声传感器的距离很短(一般不超过10cm),且超声声速超过1500m/s,因此如果使用由分立元件构成的驱动电路,会因分立元件的延时使得时间变长,此时再利用公式(1)计算超声声速SOS,就会明显影响测量结果,降低精度。

[0008] (2) 利用示波器重复的观察电路中发射和接收波形的到达时间,也会让电路中的干扰信号增加,影响性能。

## 发明内容

[0009] 针对上述的技术问题(1)和(2)本发明,提供一种骨密度检测系统,以从超声波信号中提取骨骼的定量超声参数即BUA和SOS,并得出骨骼密度检测结果。

[0010] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是构造一种超声波骨密度检测系统,该系统包含:发射探头、发射电路、主控芯片、模数转换电路、接收电路以及接收探头;发射电路串联在发射探头与主控芯片之间,用于在主控芯片的控制下产生驱动信号,并经由发射探头产生超声波发射出去;接收探头、接收电路、模数转换电路以及主控芯片依次串联,接收电路用于对接收探头接收到的信号进行预处理,模数转换电路用于对预处理后的信号进行模数转换,并传输至主控芯片;接收电路包括依次连接在主控芯片以及发射探头之间的TDC-GP2芯片以及电压放大电路;

[0011] 主控芯片在开始控制发射电路产生所述驱动信号时,同步产生第一触发信号控制所述TDC-GP2开始计时,并在接收探头接收到的信号在经过接收电路被模数转换电路处理完毕时,同步产生第二触发信号控制所述TDC-GP2停止计时,所述主控芯片计算出计时长以用于骨密度检测结果的得出。

[0012] 进一步地,在本发明的骨密度检测系统中,所述主控芯片计算出计时长以用于骨密度检测结果的得出具体是指:

[0013] 所述主控芯片根据计时长计算出BUA值以及SOS值,并根据计算出的BUA值、SOS值以及预设的BUA值正常范围、SOS值正常范围,得出骨密度检测结果;

[0014] 或者所述主控芯片将主控芯片发送至上位机,由上位机根据计时长计算出BUA值以及SOS值,并根据计算出的BUA值、SOS值以及预设的BUA值正常范围、SOS值正常范围,得

出骨密度检测结果。

[0015] 进一步地,在本发明的骨密度检测系统中,所述得出骨密度检测结果具体是指判断计算出的BUA值是否位于预设的BUA值正常范围6~110dB/MHz内,计算出的SOS值是否位于预设的SOS值正常范围1475~1650m/s内,若两个所述判断的结果均为是,则骨密度检测结果为骨密度正常,否则骨密度检测结果为异常。

[0016] 进一步地,在本发明的骨密度检测系统中,所述电压放大电路是通过芯片NE5532A实现的。

[0017] 进一步地,在本发明的骨密度检测系统中,所述主控芯片为单片机MSP430,主控芯片的引脚DVCC、P1.4、P1.3、P1.2、P1.1、P2.3、P2.2、P2.1、P2.0、GND分别连接TDC-GP2的引脚VCC、RSTN、S0、SI、SCK、SSN、INIT、EN\_STOP1、STOP1、EN\_START、START、GND;

[0018] TDC-GP2的引脚EN\_START、EN\_STOP1在计时时被置成高电平,TDC-GP2采用测量范围500ns~4ms的测量范围进行测量。

[0019] 进一步地,在本发明的骨密度检测系统中,所述TDC-GP2受控于MSP430,产生中心频率为500KHz的方波脉冲,经过电压放大电路进行功率放大后使得发射探头产生超声波并发射出去。

[0020] 进一步地,在本发明的骨密度检测系统中,所述接收电路包含放大电路、滤波电路以及用于对滤波电路滤波处理后的信号进行处理的快速傅里叶变换电路,以进行所述预处理,所述滤波电路采用椭圆带通数字滤波器实现。

[0021] 进一步地,在本发明的骨密度检测系统中,所述滤波电路的通带为450~550kHz,过渡带均为50kHz,通带波纹 $R_p$ 小于0.006dB,阻带衰减 $R_s$ 为130dB,采样频率 $f_s$ 为1.25MHz。

[0022] 基于本发明的骨密度检测系统进行骨密度检测,检测精度高,且易于使用。

## 附图说明

[0023] 下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明,附图中:

[0024] 图1是传统发射电路的工作原理图;

[0025] 图2是超声骨密度检测系统结构图;

[0026] 图3为单片机MSP430与TDC-GP2的连接图;

[0027] 图4为TDC-GP2的外围电路图;

[0028] 图5是经过下位机发射电路和接收电路处理后的信号数据处理整体规划的流程图;

[0029] 图6是设计的椭圆型带通数字滤波器的幅频和相频特性曲线;

[0030] 图7是数字滤波器的程序设计流程图;

[0031] 图8是没有经过数字滤波的信号和经过递归滤波器处理后的信号图;

[0032] 图9是没有经快速傅里叶变换和经过快速傅里叶变换后的对比图形;

[0033] 图10是max232串口通讯电路;

[0034] 图11是最终设计完成的系统操作界面。

## 具体实施方式

[0035] 为了对本发明的技术特征、目的和效果有更加清楚的理解,现对照附图详细说明

本发明的具体实施方式。

[0036] 参考图2,本实施例设计了以单片机MSP430处理芯片13为主控芯片的BUA和SOS定量超声参数检测系统的结构图,用于对骨质密度进行检测。该系统主要包括发射探头11、接收探头14、MSP430单片机13、A/D转换电路16、接收电路15、发射电路12以及计算机2(上位机)与下位机(骨质密度检测系统)的串口连接电路17,上位机与下位机的连接通过串口通信。其中发射电路12包括TDC-GP2、电压放大电路,接收电路15由包括前置放大电路以及带通模拟滤波器,在MSP430单片机13的控制下,发射探头11发射的超声信号,穿过人体骨骼后形成微弱的衰减信号,接收电路15对该信号进行放大、滤波等处理;经A/D数模转换电路16同步采集接收信号,可以计算出发射信号和接收信号之间的时间差,也就是超声波穿过骨骼所用的时间,这是为了计算超声波在骨骼中速度即SOS参数。上位机与下位机的串口电路17主要由max232芯片外加几个电容组成。

[0037] 下面具体介绍本系统的发射探头11以及发射电路12:

[0038] 触发发射探头11发射超声波需要一定的功率,发射电路12部分主要功能就是通过驱动电路产生高速脉冲并对其功率进行放大来激励超声探头发射超声波,因超声换能器出入谐振状态时的效率最高,所以产生的脉冲频率与换能器中心频率相同。较早的超声波发射电路中对超声脉冲的控制,通常选择场效应管作为开关,利用开关触发信号控制其通断。图2是传统发射电路的工作原理图。由图可知,当场效应管开关导通时,产生的电压能够驱动超声探头工作;反之,开关截至时,脉冲产生电路因如输入电压而停止工作,无超声波产生。这种需要先利用555芯片构成多谐振荡器,产生交流信号,然后利用变压器对该信号进行放大产生高电压,同时开关触发信号对场效应的关断和开通进行控制。也就是说场效应管作为开关控制高电压脉冲的发射和停止。由于电路中需要使用555芯片、变压器、场效应管等分立元件搭建出完整的超声发射电路,通常需要给电路提供较高的直流电压,这使得电路成本大大提高、电路体积增加、干扰性增多而且存在安全隐患等缺点。在有些改良的新型电路中,将变压器产生高电压的过程由两个BJT管组成推挽放大电路来代替,用CMOS器件(IRFP450)代替场效应管作为开关元件,产生高速脉冲,通过电感储能就可以产生很高的电压。后者相对于前者来说,降低了电路成本、减少了高压隐患,但仍然没有解决分立元件所带来的问题。

[0039] 在本系统中,选择MSP430的最主要的原因是它的功耗低,采用精简指令集、待机时自动休眠以及成本低。

[0040] 分立元件电路会影响系统的精度,所以本系统中利用集成芯片TDC-GP2作为高速脉冲发生器,由单片机控制信号的发射和接收。而且为了避免分立元件电路带来的问题,改用高精度集成芯片TDC-GP2与MSP430通信产生中心频率为500KHz的方波脉冲,然后经过功率放大使其触发超声传感器产生超声波,同时利用MSP430控制TDC完成计数功能,图3为MSP430与TDC-GP2的连接图。图4为TDC-GP2的外围电路图,引脚0、1和14、15分别接4M的高速晶振和32K的基准时钟;引脚13和28接VCC=5V的电源;引脚3、20和27均接地,并且因为系统选择测量范围二,选通Stop1(29)通道,而关闭Stop2通道,故引脚24和26也接地。Start引脚接通表示时间测量开始,Stop引脚接通表示测量时间结束。本系统中选用测量范围二,该模式的测量范围为500ns-4ms,而超声波在跟骨中传播的时间大约是0.5ms-1.0ms,超出测量模式1的0-1.8us这一范围。由于在测量范围二中,Start 引脚只对应一个Stop通道,这

里选择Stop1通道开启,故将Stop2和EN\_Stop2引脚接地来关闭Stop2通道。TDC-GP2的中断返回引脚INTN、总线引脚SPI、总线引脚SSN总线引脚、SCK、SI、SO和软件复位引脚RSTN分别连接MSP430的P1.0至P1.5引脚。其中,INTN、复位RSTN和SSN是低电平有效,而Fire1或Fire2作为脉冲信号的输出引脚,也是发射探头的输入引脚。其中只有Stop和Start引脚被选通,测量才会被触发,那么在这之前,必须将EN\_Start和EN\_Stop1引脚置高电平。

[0041] 触发发射探头11超声波传感器需要比较高的电压,所以为了提高探查的灵敏度,发射部分利用运放来放大电压信号。由于MSP430与TDC之间通信产生的脉冲的功率不足以驱动超声传感器的发射探头,因此在发射探头之前利用NE5532A实现脉冲的电压放大。集成运放NE5532最大的特点是高性能低噪声。与很多标准运放相比,它具有较大范围的电源电压、较大的小信号带宽和良好的噪声性能等优势。这些特性使得NE5532非常适合于电话通道放大器、高保真音响、工控等领域的应用。

[0042] 接收电路部分是对接收到的超声信号进行处理,与发射电路部分相反,在接收电路部分需要将超声信号转换为电信号进行分析和处理。接收电路主要是对超声波传播过程中穿透波进行分析和处理,其电路性能直接影响后续数据采集和处理的精确性,因此在对超声信号的处理方面有着较高的要求。接收电路部分包括前置放大电路、带通滤波电路、A/D转换电路16(带放大功能)。其中本系统中选择跟骨作为测量部位,根据设计要求,选择测量足跟速度。因为每个人的跟骨厚度都比较薄,对测量结果影响不大,而且这样测量便于操作,测量精度较高。在传统的SOS系统设计中,一般是通过观察超声传感器T(发射探头)、R

(接收探头)两者波形的峰值的到达时间差,然后根据跟骨宽带,利用公式(1)  $V_{heel} = \frac{X}{t_x}$

( $V_{heel}$ 为足跟的平均速度, $X$ 为包括跟骨和两侧软组织的速度, $t_x$ 为包括软组织在内的足跟宽度超声穿过净骨和跟骨的时间)得到SOS,这样操作存在以下问题:

[0043] (1) 超声驱动电路是由分立元器件组成的,在一般的情况下,分立元件的延时是可以忽略的。可由于两超声传感器的距离很短(一般不超过10cm),且超声声速超过1500m/s,因此如果使用由分立元件构成的驱动电路,会因分立元件的延时使得时间变长,此时再利用公式(1)计算超声声速SOS,就会明显影响测量结果,降低精度。

[0044] (2) 每个人跟骨的宽度存在差异,需要不断调整超声传感器的位置以改变跟骨宽度的大小,这样不利于操作仪器,也不利于仪器的保养。而且,利用示波器重复的观察电路中发射和接收波形的到达时间,也会让电路中的干扰信号增加,影响性能。

[0045] 为了避免以上的问题,该设计中不再使用分立元件搭建超声驱动电路,而是改用低功耗的MSP430单片机和高精度的TDC-GP2集成芯片进行通信,产生高速脉冲驱动超声传感器产生超声波,并利用GP2的Start引脚进行计数,stop引脚计数停止,最小分辨率为0.125us,由此可以计算出时间差 $\Delta t$ ( $\Delta t = N \times 0.125us$ ),再利用公式(1),得到超声声速SOS。GP2的时间测量有2.0ns-1.8us和500ns-4ms两个测量范围,即有两个Stop通道。本系统中根据设计需求选择测量范围二,其参考时钟为4MHz,在测量过程中有四个周期的时钟处于激活状态,其中两个用来测量,另外两个用来校准时钟。每个通道的输入信号都可以选择上升沿或下降沿单独触发,或者上升沿和下降沿同时触发。为了便于控制,一般都选择上升沿或下降沿单独触发。

[0046] 为了使条理更加清晰,对采集到的数据分部分进行处理,这样可以方便查出错误

出现在哪里。数据送入上位机PC机后首先要对数据进行数字滤波处理,这样可以增加精度,然后将数字滤波后的数据再进行快速傅里叶变换,对这两个部分分别编写子程序,调试程序观察效果,调试程序中的参数直到得出满意的结果。当这两个模块完成确认无误后开始编写界面设计的程序,往界面的M文件中添加串口控制、数字滤波以及快速傅里叶变换的子程序,最后得到整个的数据分析的操作界面。数据处理整体规划的流程框图见附图图5。

[0047] 1) 数字滤波器的设计:设计流程如图6,由于所采集的宽带超声波中心频率为500kHz,根据要求应选择带通滤波器,常用IIR(递归滤波器)数字滤波器的类型有巴特沃斯(Butterworth),切比雪夫(Chebyshev)及椭圆型滤波器。在滤波器的参数设置的方式且设计指标一致的要求下,对上述三种滤波器的幅频、相频、群延迟、单位冲击响应进行分析发现,对频率而言,巴特沃斯(Butterworth)型是平坦而单调递减,切比雪夫I型在整个通带具有最小的纹波,在阻带随频率单调递增。切比雪夫II型在通带内随频率平坦而单调递增,在整个通带和阻带内都具有最小纹波。在巴特沃斯和切比雪夫滤波器设计中,阻带衰减仍然是频率的单调减函数,如果使衰减在阻带上均匀分布,就有可能进一步改善滤波器的性能。而椭圆滤波器在通带和阻带内部都是等纹波的逼近方式,是滤波器阶数已经给定的情况下的最好的逼近方式。对于同样的性能要求,它比巴特沃斯、切比雪夫滤波器所需用的阶数都低,且过渡带较窄,在此处选择椭圆带通滤波器。通带为450~550kHz,过渡带均为50kHz,通带波纹 $R_p$ 小于0.006dB,阻带衰减 $R_s$ 为130dB,采样频率 $f_s$ 为1.25MHz,对设计的椭圆型带通滤波器进行仿真。得到滤波器的幅频和相频特性曲线如附图图7所示。

[0048] 用MATLAB软件任意产生一个信号即rand(1,500),仿真结果是如图8所示,是没有经过滤波的信号和经过递归滤波器(IIR带通数字滤波)处理后的信号。设计的数字滤波器作用主要是将从下位机传到上位机的数字信号进行数字滤波,进一步减小干扰信号。

[0049] 2) 快速傅里叶变换(FFT)设计:对上述经过数字滤波后的任意一个输入信号再进行快速傅里叶变换,如下所示是没有经过FFT变换和经过FFT变换后的图形,见图9。

[0050] 在本系统中,分别对无骨骼时超声接收信号和有骨骼时接收的超声衰减信号进行FFT变换,对骨骼样品的接收波频谱幅值与无骨情况时的接收波频谱相比较,得到衰减量与频率的对应关系,这个关系近似线性曲线,曲线的斜率即为所要测的参数BUA,与正常骨骼的BUA比较即可判断是否患有骨质疏松症。

[0051] 3) 系统操作界面的设计:首先需要将采集到数据送入计算机进行分析处理,因此要设计单片机MSP430与PC机之间的串口电路。设计的串口通讯电路以max232芯片为核心,外加几个电容组成,如图10。串口DB9头引脚介绍如下:

[0052] 1—DCD载波检测;

[0053] 2—RXD接受数据;

[0054] 3—TXD发送数据;

[0055] 4—DTR数据终端准备好;

[0056] 5—GND信号地线;

[0057] 6—DSR数据准备好;

[0058] 7—RTS请求发送;

[0059] 8—CTS清楚发送;

[0060] 9—RI振铃提示。

[0061] 由于电脑的串口是RS232电平的,而单片机的串口是TTL电平的,所以两者之间必须有一个电平转换电路,本设计采用了专用芯片max232进行转换,采用了三线制连接串口,也就是说和电脑的9针串口只连接其中的3根线:第5脚的GND、第2脚的RXD、第3脚的TXD。max232的第11脚(T1IN)和单片机的P3.4脚(TXD)连接,第12脚(R1OUT)和单片机的P3.5脚(RXD)连接。

[0062] 然后完成界面控件的添加,MATLAB图形用户界面开发环境(Graphical User Interface development environment,GUIDE)将自动生成一个控制图形用户界面(Graphical User Interfaces,GUI)如何操作的M文件。该M文件初始化GUI界面并包含一个GUI回调事件的框架。使用M文件编辑器,可以向回调事件中添加代码,相当于激活在GUIDE中添加的控件,添加完成后运行相关函数。本设计添加了一个串口选择控件,一个传输波特率选择控件以及一个绘制曲线的控件。在M文件中添加代码包括对串口的控制,波特率控件的控制以及所要用到的数字滤波和快速傅里叶变换程序的添加。最后建立串口通信到结束串口通信的完整流程,释放串口占用资源,M文件回调函数编辑完成后运行程序,可以得到系统控制界面,具体参见图11。

[0063] 上面结合附图对本发明的实施例进行了描述,但是本发明并不局限于上述的具体实施方式,上述的具体实施方式仅仅是示意性的,而不是限制性的,本领域的普通技术人员在本发明的启示下,在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下,还可做出很多形式,这些均属于本发明的保护之内。

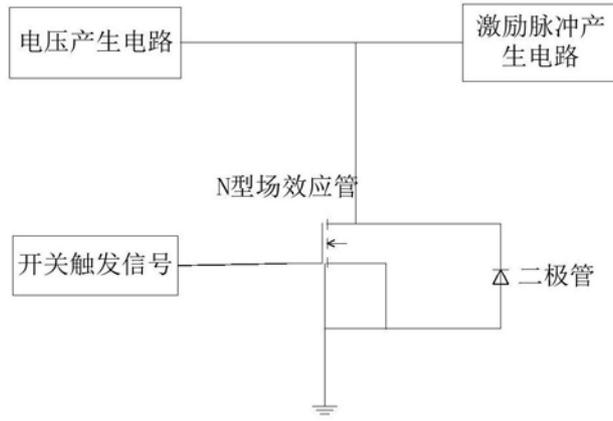


图1

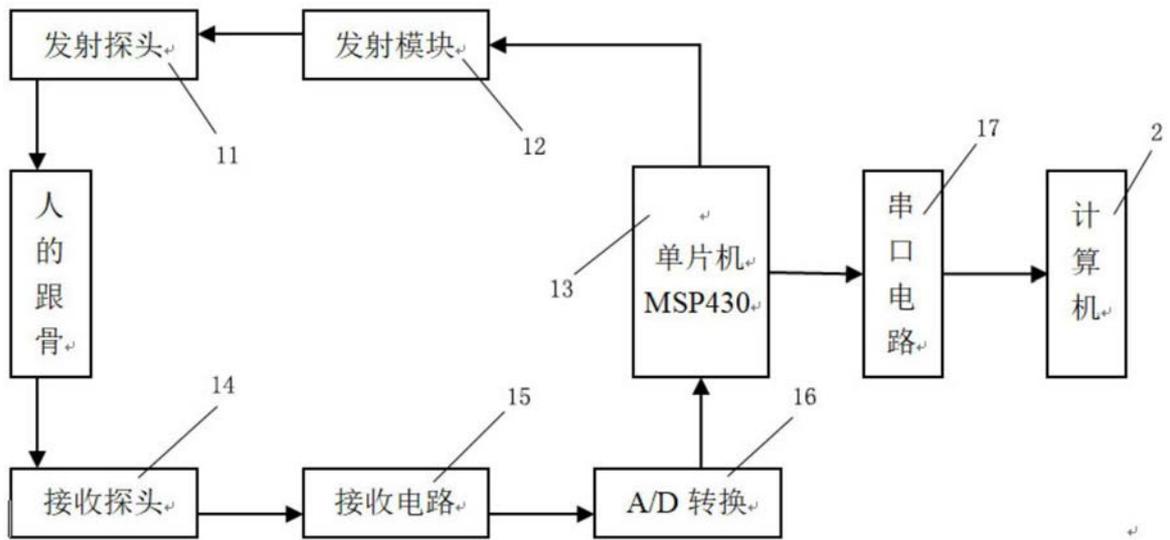


图2

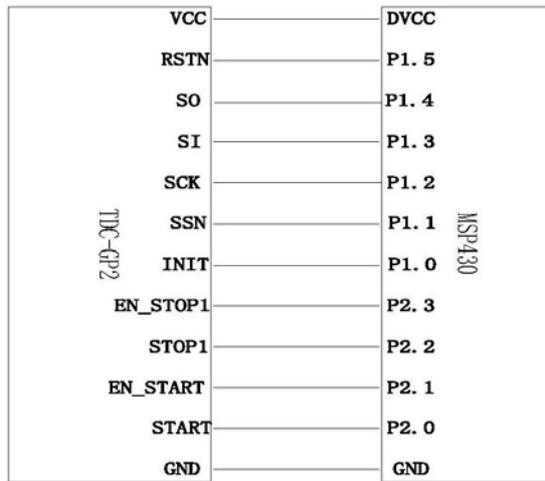


图3

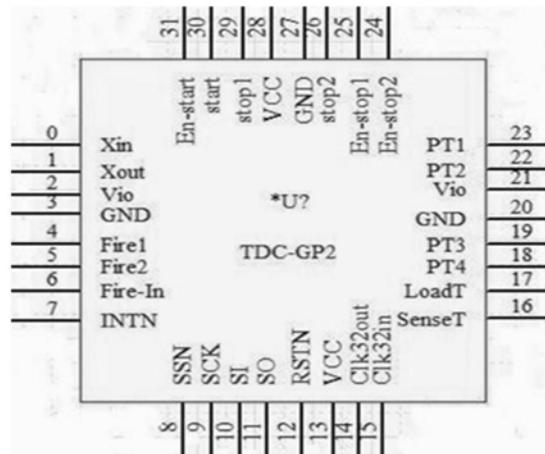


图4

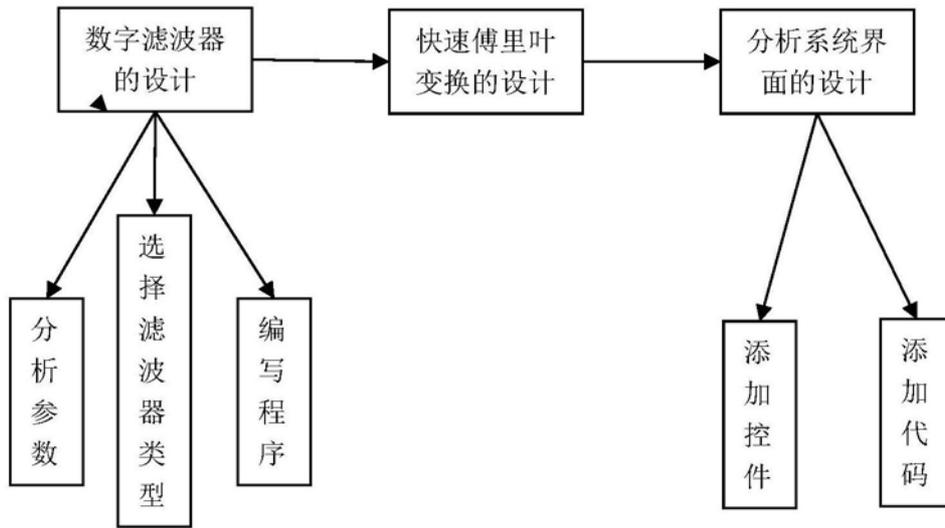


图5

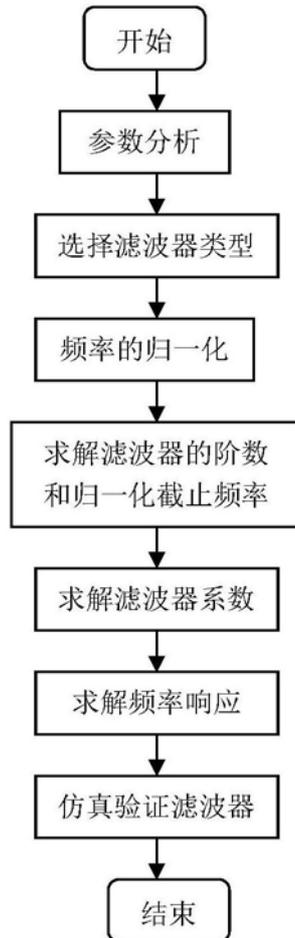


图6

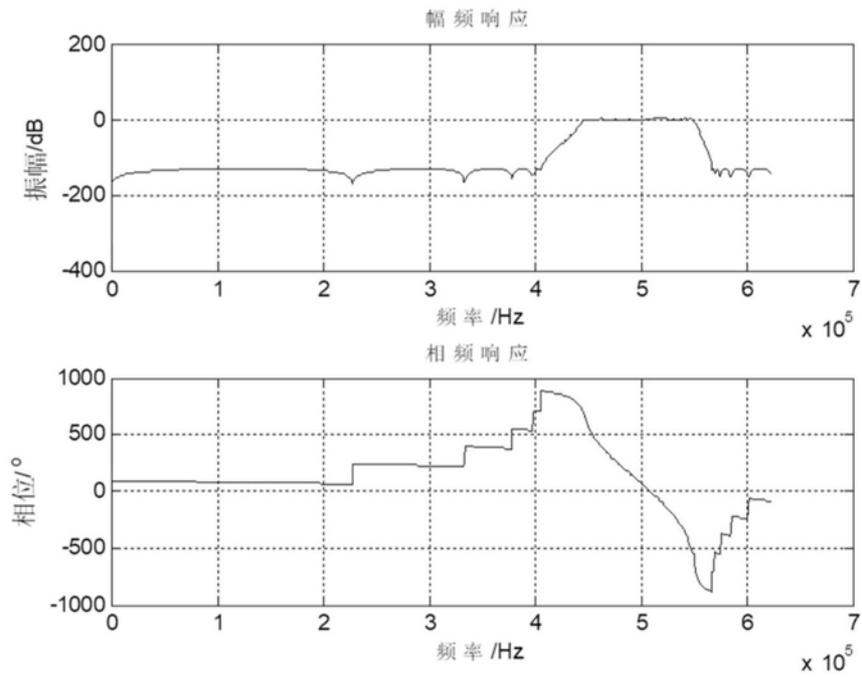


图7

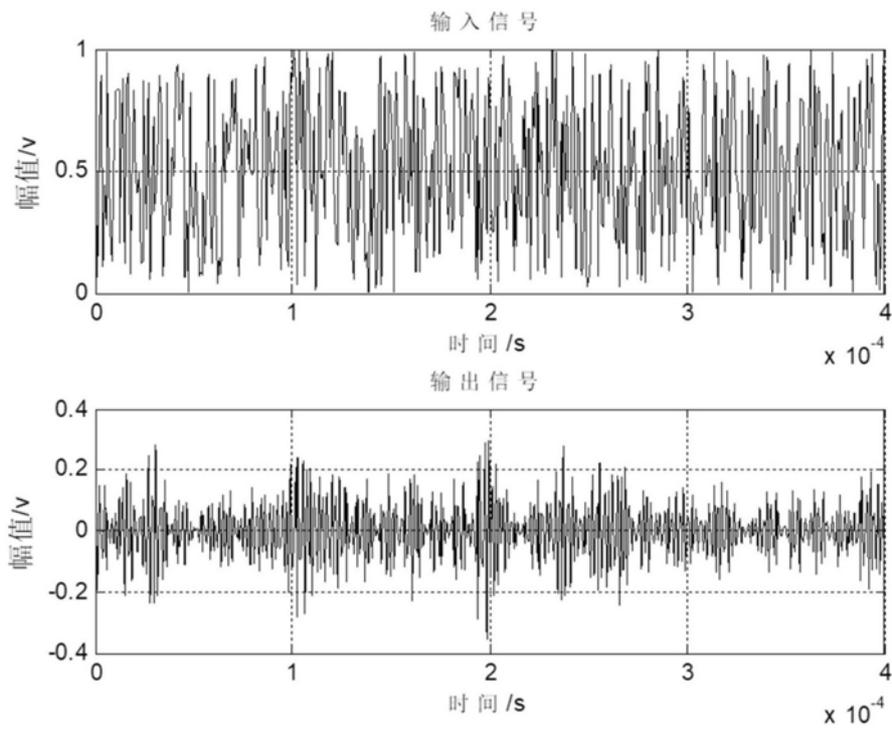


图8

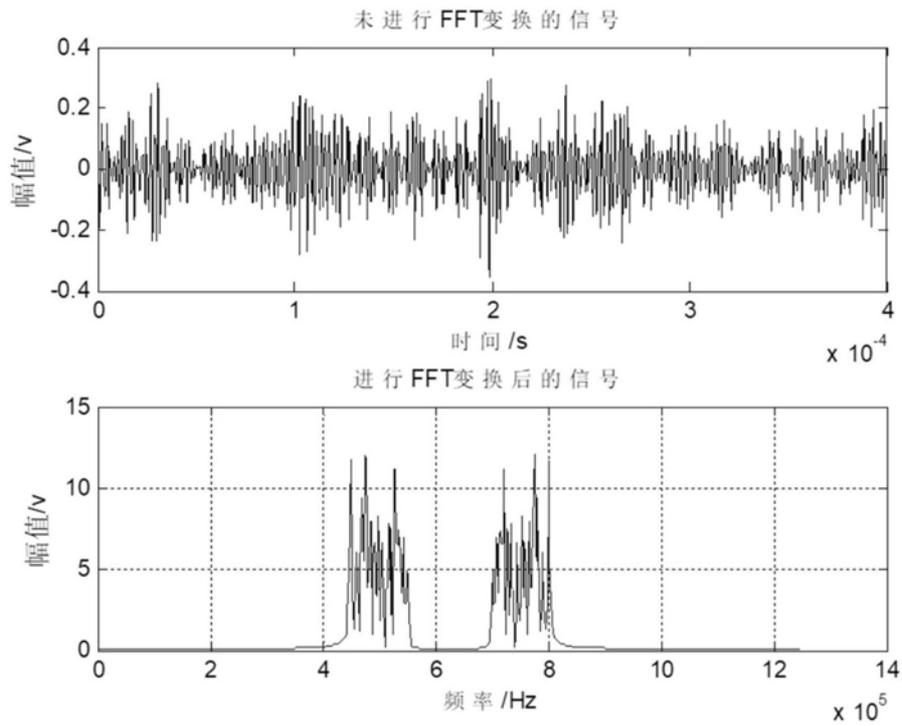


图9

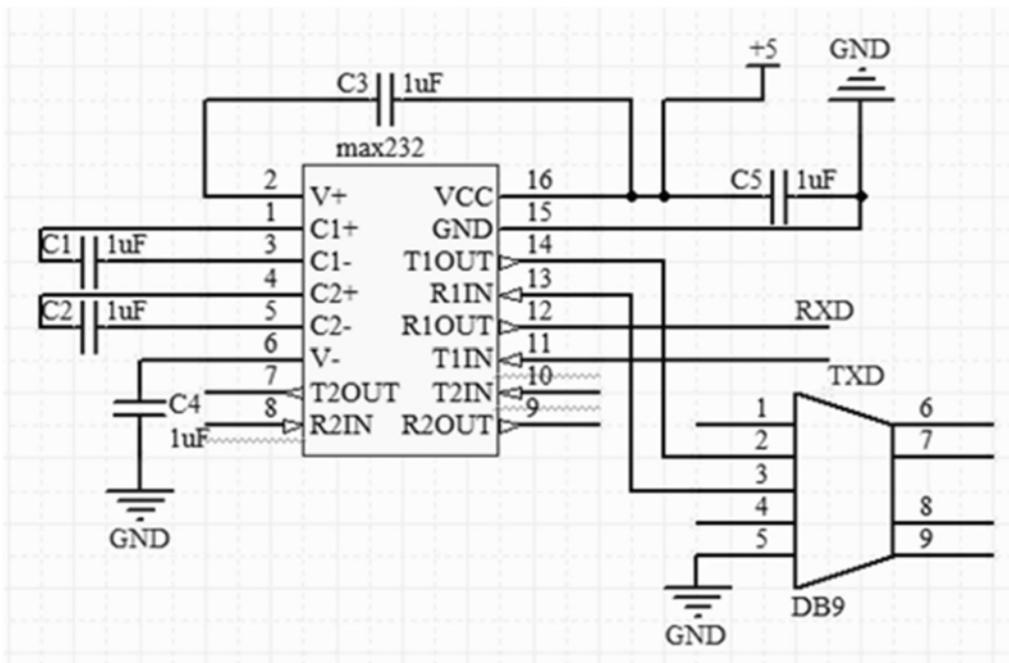


图10

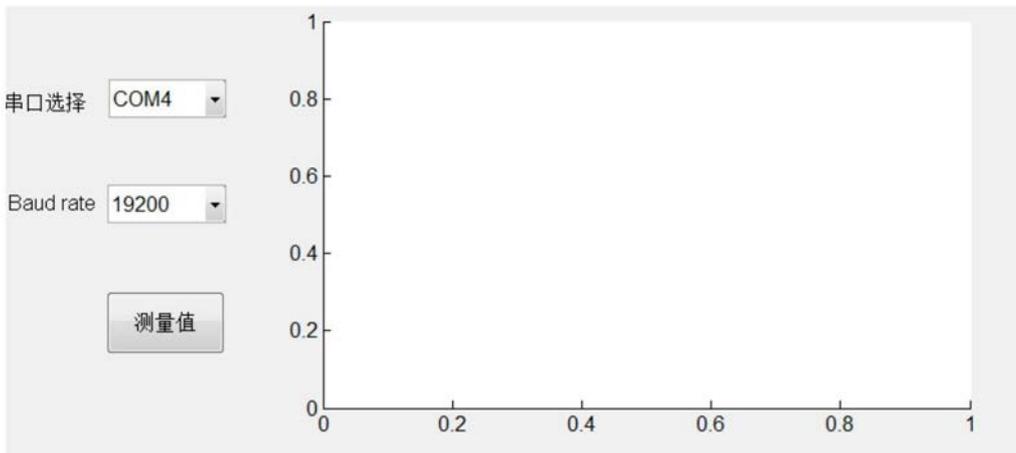


图11

专利名称(译)	一种骨密度检测系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN108742706A</a>	公开(公告)日	2018-11-06
申请号	CN201810351191.4	申请日	2018-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	中国地质大学(武汉)		
申请(专利权)人(译)	中国地质大学(武汉)		
当前申请(专利权)人(译)	中国地质大学(武汉)		
[标]发明人	贺良华 张浩		
发明人	贺良华 张浩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B8/44 A61B8/5223		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波骨密度检测系统，包含发射探头、发射电路、主控芯片、模数转换电路、接收电路及接收探头；发射电路串联在发射探头与主控芯片之间，接收探头、接收电路、模数转换电路以及主控芯片依次串联，接收电路对接收探头接收到的信号进行预处理，模数转换电路对预处理后的信号进行模数转换并传输至主控芯片；接收电路包括依次连接在主控芯片与发射探头之间的TDC-GP2芯片以及电压放大电路；主控芯片在开始控制发射电路产生驱动信号时，同步产生第一触发信号，并在接收探头接收到的信号在经过接收电路被模数转换电路处理完毕时，同步产生第二触发信号，以控制TDC-GP2计时。基于本发明的超声波骨密度检测系统进行骨密度检测时精度高且易于使用。

