



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101785683 A

(43) 申请公布日 2010.07.28

(21) 申请号 201019026101.5

(22) 申请日 2010.02.05

(71) 申请人 东南大学

地址 211109 江苏省南京市江宁开发区东南
大学路2号

(72) 发明人 赵兴群 夏翎 许春 陈娟

(74) 专利代理机构 南京天翼专利代理有限责任
公司 32112

代理人 汤志武 李海涛

(51) Int. Cl.

A61B 8/10 (2006.01)

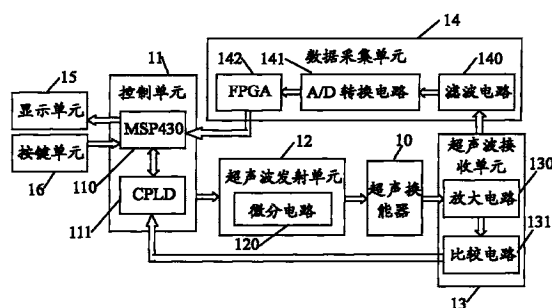
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波眼科测量装置及方法

(57) 摘要

本发明提出一种超声波眼科测量装置及方法。超声波眼科测量装置包括超声换能器、控制单元、超声波发射单元、超声波接收单元、数据采集单元、显示单元以及按键单元。控制单元包括相互连接的MSP430单片机和CPLD芯片。由MSP430单片机输出发射脉冲至超声波发射单元，触发超声换能器发射超声波。超声波经人体角膜反射后输出至超声波接收单元，经过放大，其中一路反射波输出至比较电路，另一路输出至数据采集单元。由比较电路输出的反射波控制CPLD芯片输出计数脉冲至MSP430单片机，经转换得到眼角膜的厚度和眼轴长度，并通过显示单元进行显示。本发明可以利用超声波反射波法测量人体角膜厚度和眼轴长度，原理简单，测量精度高，且对被测物体表面要求较低。



1. 一种超声波眼科测量装置,包括超声换能器,其特征在于,还包括:
控制单元,包括相互连接的 MSP430 单片机和 CPLD 芯片;
超声波发射单元,其输入端连接 CPLD 芯片的输出,输出端连接至超声换能器;
超声波接收单元,其输入端连接超声换能器,输出端连接至 CPLD 芯片;
数据采集单元,包括依次连接的滤波电路、A/D 转换电路及 FPGA 芯片,滤波电路的输入连接超声波接收单元的输出,FPGA 芯片的输出端连接至 MSP430 单片机的输入端;
显示单元,与 MSP430 单片机的输出端相连接;以及
按键单元,连接至 MSP430 单片机的输入端。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波眼科测量装置,其特征在于,所述超声波发射单元包括微分电路,其输入端连接 CPLD 芯片的输出,将矩形波转换为尖脉冲波。
3. 根据权利要求 1 所述的超声波眼科测量装置,其特征在于,所述超声波接收单元包括放大电路和比较电路,放大电路的输入端连接至超声换能器的输出,输出端连接至滤波电路;比较电路的输入端连接放大电路的输出,输出端连接至 CPLD 芯片。
4. 根据权利要求 3 所述的超声波眼科测量装置,其特征在于,所述比较电路包括 TL3016 比较器。
5. 一种采用权利要求 1~4 任一项所述的超声波眼科测量装置进行测量的方法,其特征在于,包括步骤:
 - a) 将超声波眼科测量装置的测量探头正确放在人体角膜上;
 - b) 由控制单元的 MSP430 单片机输出固定宽度的发射脉冲至超声波发射单元,并触发测量探头中的超声换能器发射超声波;
 - c) 超声波经过人体角膜反射后由超声换能器输出至超声波接收单元,经过放大电路放大后,其中一路反射波输出至比较电路,另一路输出至数据采集单元;
 - d) 在超声波发射的同时启动时钟脉冲,由比较电路输出的反射波控制 CPLD 芯片输出计数脉冲至 MSP430 单片机;
 - e) 由 MSP430 单片机对所述时钟脉冲和计数脉冲进行数据处理,经转换得到眼角膜的厚度和眼轴长度,并通过显示单元进行显示。
6. 根据权利要求 5 所述的测量方法,其特征在于,所述步骤 c) 中,反射波经数据采集单元的滤波电路滤波后,送入 A/D 转换电路转换为数字信号,输出至 FPGA 芯片存储,由 FPGA 芯片缓冲给 MSP430 单片机,并将采样所得到的波形通过显示单元进行显示。
7. 根据权利要求 5 所述的测量方法,其特征在于,所述步骤 d) 中,CPLD 芯片包括两组计数器,分别输出两组计数脉冲至 MSP430 单片机。
8. 根据权利要求 5 所述的测量方法,其特征在于,所述步骤 b) 中,MSP430 单片机发出的发射脉冲,经 CPLD 芯片和微分电路后变成宽度极窄的脉冲信号触发超声换能器发射超声波。
9. 根据权利要求 5 所述的测量方法,其特征在于,所述测量方法还包括步骤:f) 如果测量探头接触人体角膜 3 秒后未测量到数据,则超声波眼科测量装置发出长鸣音以提示测量探头必须离开角膜,避免角膜的损伤;如果在 3 秒内测到角膜厚度和眼轴长度值,则超声波眼科测量装置发出短鸣音以提示测量成功,可以进行下一次测量。
10. 根据权利要求 5 所述的测量方法,其特征在于,所述测量方法还包括步骤:g) 如果

超声波眼科测量装置在 10 分钟内未检测到任何操作的话,则自动关机。

超声波眼科测量装置及方法

技术领域

[0001] 本发明有关于一种眼科测量装置及方法,且特别是有关于一种超声波眼科测量装置及方法。

背景技术

[0002] 屈光不正正是人类最常见和最普遍的眼病,角膜厚度测量和眼轴长度测量都是为适应屈光性手术而发展起来的,最主要用于角膜屈光手术的术前检查和术后疗效评价,例如对手术时切口深度的掌握,术后指导用药,避免角膜上皮过度增殖增厚造成屈光回退,防止继发性圆锥角膜等都有重要意义。此外,角膜厚度还是角膜细胞机能的客观指标,眼轴长度的测定还可以了解眼的病变和屈光情况。

[0003] 超声波测厚技术的依据是:超声波在介质中的传播速度一定的情况下,发射脉冲和回波脉冲之间的时间间隔与介质的厚度直接相关。与光学测量法相比较,超声对角膜无害无损,操作非常简便,同时可以连续测量同一部位的数点或不同部位的数点取其平均值,而且比光学测量法精确,因此在眼科的应用日益广泛。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种超声波眼科测量装置及方法,利用超声波高分辨率的性能测量人体眼角膜的厚度和眼轴的长度,用于眼部手术前检查和手术后疗效的评价。

[0005] 本发明提出一种超声波眼科测量装置,包括超声换能器、控制单元、超声波发射单元、超声波接收单元、数据采集单元、显示单元以及按键单元。其中,控制单元包括相互连接的 MSP430 单片机和 CPLD 芯片。超声波发射单元的输入端连接 CPLD 芯片的输出,输出端连接至超声换能器。超声波接收单元的输入端连接超声换能器,输出端连接至 CPLD 芯片。数据采集单元包括依次连接的滤波电路、A/D 转换电路及 FPGA 芯片。滤波电路的输入连接超声波接收单元的输出。FPGA 芯片的输出端连接至 MSP430 单片机的输入端。显示单元和按键单元分别连接至 MSP430 单片机。

[0006] 本发明中的超声波发射单元包括微分电路,其输入端连接 CPLD 芯片的输出,将矩形波转换为尖脉冲波。采用微分电路可以减小发射脉宽,提高测量精度。

[0007] 本发明中的超声波接收单元包括放大电路和比较电路,放大电路的输入端连接至超声换能器的输出,输出端连接至滤波电路;比较电路的输入端连接放大电路的输出,输出端连接至 CPLD 芯片。

[0008] 本发明中的比较电路包括 TL3016 比较器,其转换速度较高,可以达到 7.8ns。

[0009] 本发明还提出一种超声波眼科测量方法,包括步骤:a) 将超声波眼科测量装置的测量探头正确放在人体角膜上;b) 由控制单元的 MSP430 单片机输出固定宽度的发射脉冲至超声波发射单元,并触发测量探头中的超声换能器发射超声波;c) 超声波经过人体角膜反射后由超声换能器输出至超声波接收单元,经过放大电路放大后,其中一路反射波输出至比较电路,另一路输出至数据采集单元;d) 在超声波发射的同时启动时钟脉冲,由比较

电路输出的反射波控制 CPLD 芯片输出计数脉冲至 MSP430 单片机 ;e) 由 MSP430 单片机对所述时钟脉冲和计数脉冲进行数据处理,经转换得到眼角膜的厚度和眼轴长度,并通过显示单元进行显示。

[0010] 本发明中的步骤 c) 中,反射波经数据采集单元的滤波电路滤波后,送入 A/D 转换电路转换为数字信号,输出至 FPGA 芯片存储,由 FPGA 芯片缓冲给 MSP430 单片机,并将采样所得到的波形通过显示单元进行显示。

[0011] 本发明中的步骤 d) 中,CPLD 芯片包括两组计数器,分别输出两组计数脉冲至 MSP430 单片机。采用双脉冲计数可以提高计数精度。

[0012] 本发明中的步骤 b) 中,MSP430 单片机发出的发射脉冲,经 CPLD 芯片和微分电路后变成宽度极窄的脉冲信号触发超声换能器发射超声波。

[0013] 本发明中的测量方法还包括步骤 :f) 如果测量探头接触人体角膜 3 秒后未测量到数据,则超声波眼科测量装置发出长鸣音以提示测量探头必须离开角膜,避免角膜的损伤 ;如果在 3 秒内测到角膜厚度和眼轴长度值,则超声波眼科测量装置发出短鸣音以提示测量成功,可以进行下一次测量。

[0014] 本发明中的测量方法还包括步骤 :g) 如果超声波眼科测量装置在 10 分钟内未检测到任何操作的话,则自动关机。采用定时关机可以降低整个装置的功耗,提高整个装置的可靠性。

[0015] 本发明的有益效果是,本发明所提供的超声波眼科测量装置及方法可以利用超声波反射波法测量人体角膜厚度和眼轴长度。本发明原理简单,对被测物体表面要求较低,能满足角膜厚度和眼轴测量需求。

[0016] 在硬件电路部分,使用低功耗的 CPLD 芯片代替单片机完成数据采集和处理,实现了装置的低功耗化和微型化的趋势 ;为了提高测量精度,采用微分电路来减小发射脉宽。并设计专用高频超声换能器,在测量探头的中央打孔后放置光纤导入绿色光源,引导患者的眼睛注视引导光源,确保测量时声束更准确进入患者的视轴。

[0017] 本发明的超声波眼科测量方法采用双脉冲计数法,并进行去最值取平均的处理,以提高计数精度 ;采用定时关机来降低整机的功耗,提高整机的可靠性。

附图说明

[0018] 图 1 所示为根据本发明的超声波眼科测量装置的功能方块示意图。

[0019] 图 2 所示为根据本发明的超声波眼科测量装置的测量探头的结构示意图。

[0020] 图 3 所示为图 1 中的 MSP430 单片机的电路原理图。

[0021] 图 4 所示为图 1 中的超声波发射单元的电路原理图。

[0022] 图 5a 所示为图 4 中的微分电路的输入电压波形图。

[0023] 图 5b 所示为图 4 中的微分电路输出电压波形图。

[0024] 图 6 所示为图 1 中的比较电路示意图。

[0025] 图 7 所示为根据本发明的超声波眼科测量装置的工作原理图

具体实施方式

[0026] 为使本发明的上述和其它目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举较佳实施例,

并配合附图,作详细说明如下。

[0027] 如图 1 所示,本发明所提供的超声波眼科测量装置包括超声换能器 10、控制单元 11、超声波发射单元 12、超声波接收单元 13、数据采集单元 14、显示单元 15 以及按键单元 16。

[0028] 本发明采用单晶片高频超声换能器 10,以取得更高的分辨率。高频超声换能器 10 主要由压电晶片、保护层及超声延时构成,它是一种能量转换器件。其工作原理是:在发射时,利用压电晶片的逆压电效应原理,将输入的电功率转换成机械功率即超声波传递出去;在接收时,利用压电晶片的正压电效应原理,将机械功率再转换为电信号。

[0029] 如图 2 所示,高频超声换能器 10 安装于测量探头 17 中。测量探头 17 还包括外壳 170 以及固定在外壳 170 内的透镜 171 和发光二极管 172。由于眼球 2 的特殊结构,如果设计测量探头 17 的直径超过 2mm,容易把角膜压平;如果低于 2mm,又容易把角膜压陷,从而影响测量数据的准确性,所以一般测量探头 17 的直径选择为 2mm。

[0030] 透镜 171 安装于超声换能器 10 的前部,采用聚焦的方法得到测量时无起伏的近声场。在设计时,用激光将测量探头 17 前端的中心打孔,利用光纤 173 导入发光二极管 172。优选的,发光二极管 172 选用绿色光源。由于绿光成像在视网膜前面,晶状体能得到有效放松调节,可以缓解视力疲劳;另一方面,可以从宏观上引导患者的眼睛注视引导光源,确保测量时超声波更容易准确进入患者的视轴。

[0031] 如图 1 所示,控制单元 11 选用 TI 公司的 MSP430 单片机 110 作为主控芯片提供数据处理和控制功能,配合 CPLD 芯片 111 提供数据处理功能,构成整个测量装置的内核。扩展部分连接有显示单元 15 和按键单元 16,经计算得到的角膜厚度和眼轴长度信息可以通过显示单元 15 直观的显示出来,优选的,显示单元 15 采用 8 位并行接口,实时快速。

[0032] 图 3 所示为 MSP430 单片机的电路原理图,如图所示,MSP430 单片机 110 的 P1.0 是超声波发射脉冲的控制信号,P1.1-P1.2 是显示单元 15 的片选信号,P1.3-P1.4 是按键单元 16 的接口,P6.0-P6.7 是地址线,P2.3-P2.6 是比较器接口,P3.4-P3.5 用于扩展 RS232 通信接口,P4.0-P4.7, P1.5-P1.7, P3.0-P3.3, P2.7 用于数据传输,P5.1-P5.2 控制显示单元 15 的读写。

[0033] 图 4 所示为超声波发射单元的电路原理图。本发明中的超声波发射单元 12 包括微分电路 120 和场效应管开关 121,当场效应管开关 121 导通时,超声波发射单元 12 激发超声换能器 10 工作;当开关截止时,不产生超声波。

[0034] 如图 4 所示,C5 和 R8 作为微分电路 120,可把矩形波转化为尖脉冲波。R6、R7、Q2、Q3 构成一个简单的放大电路,将微分电路 120 得到的尖脉冲波幅度增大。当正向的脉冲信号加到场效应管 Q1 的栅极时,作为触发脉冲控制信号以控制 Q1 的通断。

[0035] 为了充分利用超声换能器 10 的固有频率 15MHz,从两个方面对超声波发射单元 12 进行了优化:模拟开关选用场效应管,功耗小,输入内阻大,能够形成前沿极陡的高压脉冲;发射脉冲产生电路选用如图 4 所示的微分电路 120。

[0036] 图 5a 和 5b 所示分别为微分电路 120 的输入电压波形图和输出电压波形图,如图所示,微分电路取出由 CPLD 芯片 111 送出的周期方波的下降沿,将矩形波转换为尖脉冲波。该电路的输出波形只反映输入波形的突变部分,即只有输入波形发生突变的瞬间才有输出,而对恒定部分则没有输出,对输出波形经一级放大得到宽度极窄的触发脉冲。

[0037] 反射回超声换能器 10 的回波信号很微弱,一般在 5mV 左右,因此超声波接收单元 13 包括放大电路 130,在这里,放大电路 130 可以采用现有技术中可以实现放大功能的电路。由于要满足后续化电路,放大增益要求在 40dB 以上。为了防止泄漏的高压激励信号使放大电路 130 中的放大器的前级损坏或过载,可以在放大器前接入保护电路,例如由四个二极管两两串联后并联组成的保护电路以进行双向限幅。本发明中的放大电路 130 可以实现动态增益过程,可以数控调节放大倍数,使增益能很好地与超声换能器 10 相匹配。

[0038] 超声波反射信号通过放大电路 130 放大后,一路输出至比较电路 131,另一路输出至数据采集单元 14。如图 6 所示,比较电路 131 选用转换速度较快的 TL3016 比较器,其输入端连接放大电路 130 的输出,输出端连接至 CPLD 芯片 111。脉冲反射波信号经过比较电路 131 转换为方波信号,此方波信号用来控制脉冲计数器的启动和关闭。

[0039] 正常人中央角膜厚度约为 550um,超声传播速度为 1640m/s,可以得出超声在角膜前后壁的两次回波间隔仅约为 0.6us,所以要求比较器的转换速度较高。本发明中的 TL3016 比较器,其转换速度仅为 7.8ns。

[0040] 如图 1 所示,数据采集单元 14 包括依次连接的滤波电路 140、A/D 转换电路 141 及 FPGA 芯片 142。其中,滤波电路 140、A/D 转换电路 141 均可采用现有技术中可以实现相同功能的电路。在有用信号被放大的同时,也混入了各种高低频噪声信号,为此必须采用滤波电路 140 选择出反射波信号中有用的频率成分。超声波信号的频谱有一定的带宽,因此要求接收频响也要有相应带宽。因此本发明中的滤波电路 140 的中心频率取超声换能器 10 的中心频率 15MHz,带宽也为 15MHz。

[0041] 反射波信号经过放大整形滤波后,送入 A/D 转换电路 141 转换为数字信号,采样的时钟信号由 FPGA 芯片 142 控制,采样得到的数据被送至 FPGA 芯片 142 内部设计的 FIFO 存储器存储,等待 MSP430 单片机 110 的读取。

[0042] 图 7 所示为超声波眼科测量装置的工作原理图,请一并结合图 1~图 6。首先由超声波发射单元 12 产生高压脉冲(图 7 中的发射脉冲),激励超声换能器 10 产生超声波。超声波由测量探头 17 通过耦合剂传播至空气与眼角膜上皮层 20 时,会产生反射波信号,这是交界面两侧组织的声阻抗不匹配引起的。此时超声波束一部分反射回超声换能器 10,另一部分在眼球 2 内继续传播,传播至眼角膜下皮层 21 与房水的交界面和视网膜 22 上时,同样会产生两个反射波信号,这样就得到了仪器测量所需要的三个反射波信号。

[0043] 在超声波脉冲发射的同时启动时钟脉冲,由反射波信号来控制计数触发脉冲,从而计算出超声波在眼角膜上皮层 20 和下皮层 21 之间传播的时间,和在眼角膜上皮层 20 和视网膜 22 之间传播的时间,经转换得到眼角膜的厚度和眼轴长度。

[0044] 具体来说,超声波眼科测量装置工作时,在时钟脉冲的作用下,由 MSP430 单片机 110 发出触发脉冲信号,该信号经 CPLD 芯片 111 和微分电路 120 后变成宽度极窄的脉冲触发超声换能器 10 产生超声波。超声波经反射后,由超声波接收单元 13 接收回波信号,回波信号通过放大电路 130 后,分成两路:一路信号通过滤波电路 140,滤除干扰信号后,进入相应的 A/D 转换电路 141 量化成数字信号,采样所得的数字信号通过并行数据口传输给 FPGA 芯片 142,然后由 FPGA 芯片 142 缓冲给 MSP430 单片机 110,将采样所得到的波形通过显示单元 15 显示出来;另一路信号通过比较电路 131,将脉冲反射波信号转换为符合逻辑电位的方波信号,进入 CPLD 芯片 111 后触发计数器,计数器的值,即计数脉冲被送入 MSP430 单

片机 110 进行数据处理,并通过显示单元 15 显示出来。

[0045] 上述过程中,为了保证电路能够有序工作,本发明采用两片可编程逻辑芯片来辅助单片机完成控制和数据处理功能,一片是 FPGA 芯片 142,一片是 CPLD 芯片 111。其中 FPGA 芯片 142 对数据采集单元 14 的时序进行控制。具体来说,100MHz 的时钟源由外部接入,通过两个锁相环产生 4 个相位的同频时钟,作为采样的时钟,采样得到的数据送至 FPGA 芯片 142 内的 FIFO 存储,采样结束存储完成后, FIFO 产生中断信号,由 MSP430 单片机 110 来读取数据,并送出显示。

[0046] CPLD 芯片 111 主要用于计数,由超声的回波信号控制计数的开启和关闭(见图 6)。由于眼球的结构比较复杂,而且每个交界面两侧组织的声阻抗不匹配,所以超声从眼角膜上皮层 20 发射后,会产生 5 个回波信号,分别为眼角膜上皮层 20,眼角膜下皮层 21,房水前壁,房水后壁和视网膜 22,分别记为 1-5 号回波。为了同时得到角膜厚度和眼轴长度,需要设计两组计数器。第一组计数器中,1 号回波控制计数器开始工作,2 号回波控制计数器停止工作,经计算得到角膜厚度。第二组计数器中,1 号回波控制计数器开始工作,5 号回波控制停止计数。因为房水的厚度和房水后壁到视网膜壁的厚度相差很大,所以可通过设定计数阈值,即用阈值的方法屏蔽掉测量所不需要的 2 号、3 号和 4 号波对计数器的影响,由 5 号回波来关闭第二组计数器,经计算得到眼轴的长度。另外, CPLD 芯片 111 还用于单片机 I/O 口的扩展,扩展地址和锁存信号,便于之后的软件设计。

[0047] 硬件部分电路的工作需要软件的支持,本发明中通过 MSP430 单片机 110 上的 JTAG 调试器将程序从 PC 机直接下载到 FLASH 存储器内,再通过 PC 机上的软件由 JTAG 接口读取单片机内信息,实时监测单片机上运行的程序。

[0048] 整个仪器开机后,系统初始化,开中断,进入低功耗模式,等待中断,一旦有中断,系统被唤醒,开始测量。如果测量成功,显示测量值,蜂鸣器短音提示,如果测量失败,则显示测量失败,蜂鸣器长音提示。测量结束后,返回低功耗模式,继续等待中断。

[0049] 软件设计的核心部分是角膜厚度和眼轴长度的测量,首先由 MSP430 单片机 110 发射固定宽度的方波信号经超声波发射单元 12 触发超声换能器 10 的压电晶片产生超声,超声波发射脉冲的发射周期为 8ms。此时,若测量探头 17 正确放在角膜上,系统会得到一个计数值,若计数值在设定的计数值范围内,保存该值,若不符合,重复测量,直到成功计数 5 次,因采用两个计数器同时计数,故实际得到 10 个计数值。为滤掉随机误差,进行去最值取平均的处理,通过相应的计算得到测量值。

[0050] 在工作状态时,为了避免测量探头 17 接触人体角膜时间过长,如测量探头 17 接触角膜 3s 后未测量到数据,则蜂鸣器以长鸣音提示探头必须离开角膜,避免角膜的损伤;如在 3s 内测到角膜厚度和眼轴长度值,则蜂鸣器以短鸣音提示测量成功,可以进行下一次测量。为了节约电量,如果 10 分钟内未检测到任何操作的话,则自动关机。

[0051] 进一步的,为了使整个测量装置的性能更加完善,充分利用 MSP430 单片机 110 内部比较器的功能,通过比较器采样电源电压就可以确定当前电源是否符合工作要求。电池供电电压正常为 8.4V,经过不断实验和分析,将电源电压门限取为 6.5V,而比较器内部参考源 0.5VCC(VCC 为 3.3V),此时电压门限已经超出参考电压,于是采用分压电路使其在采样范围内,大小为 $(6.5/8.4) \times (0.5 \times 3.3) = 1.28V$ 。如果分压后的电源电压小于 1.28V,液晶屏上作相应显示,提醒用户需更换电池。

[0052] 综上所述,本发明具有自主数据处理能力,具有参数选择、显示数据的功能,具有对外通信接口,支持便携式操作,同时操作简单便于医护人员操作。

[0053] 本发明中所述具体实施案例仅为本发明的较佳实施案例而已,并非用来限定本发明的实施范围。即凡依本发明申请专利范围的内容所作的等效变化与修饰,都应作为本发明的技术范畴。

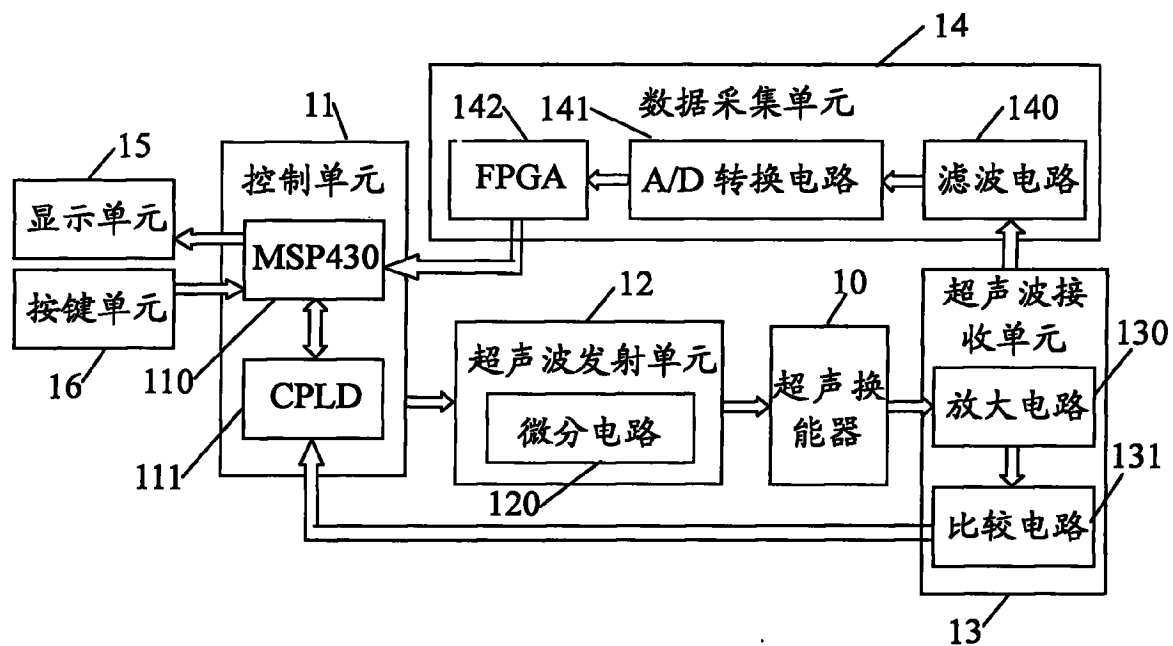


图 1

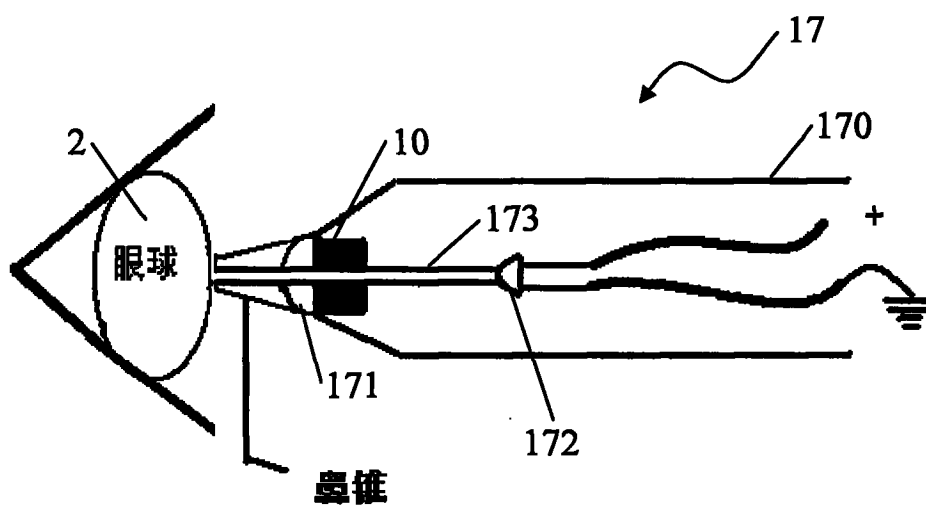


图 2

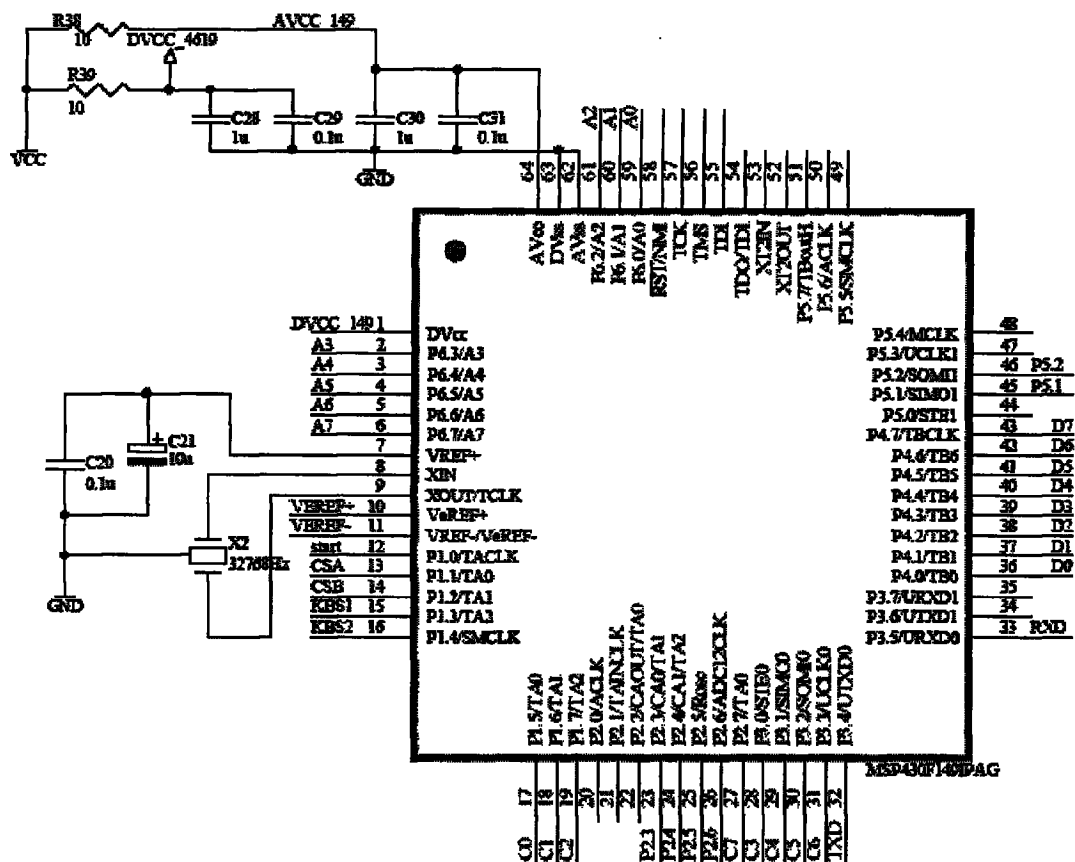


图 3

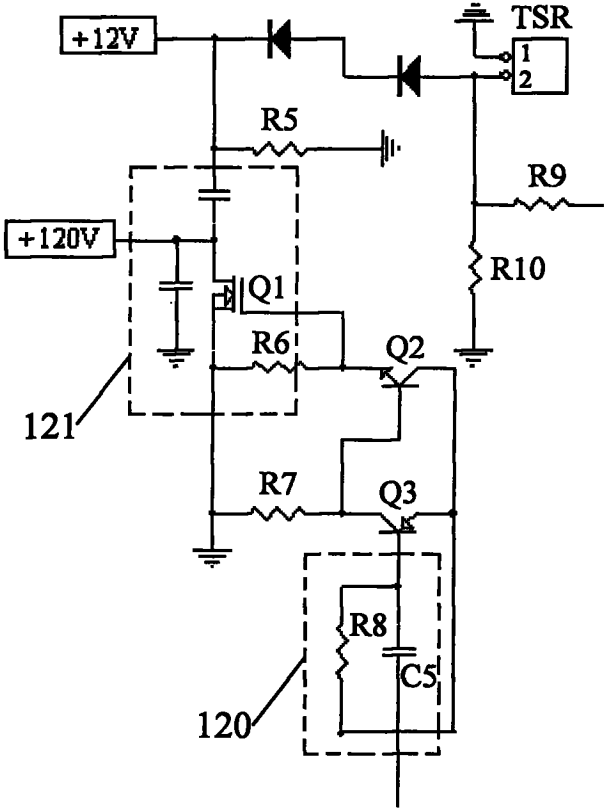


图 4

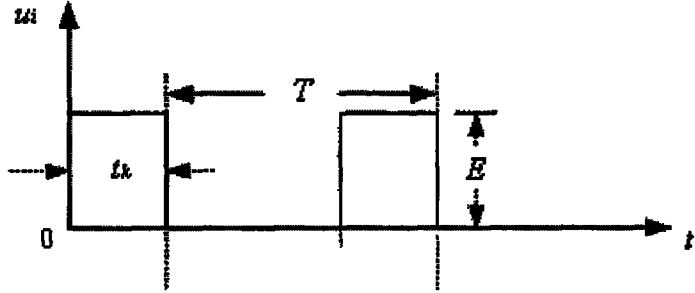


图 5a

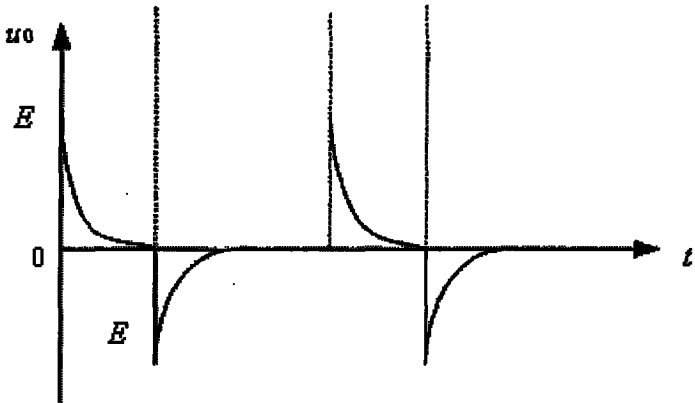


图 5b

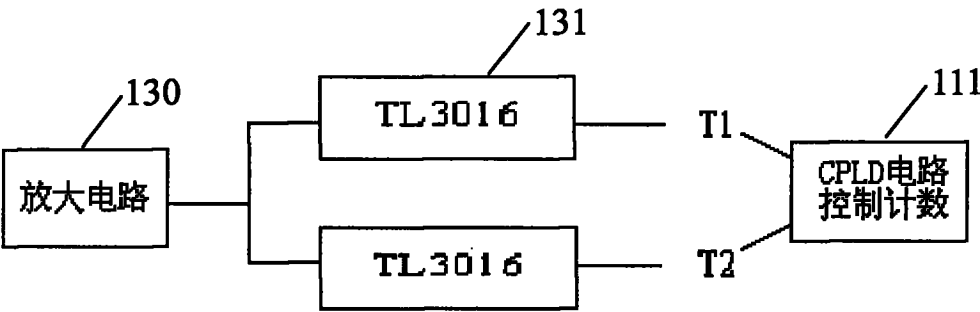


图 6

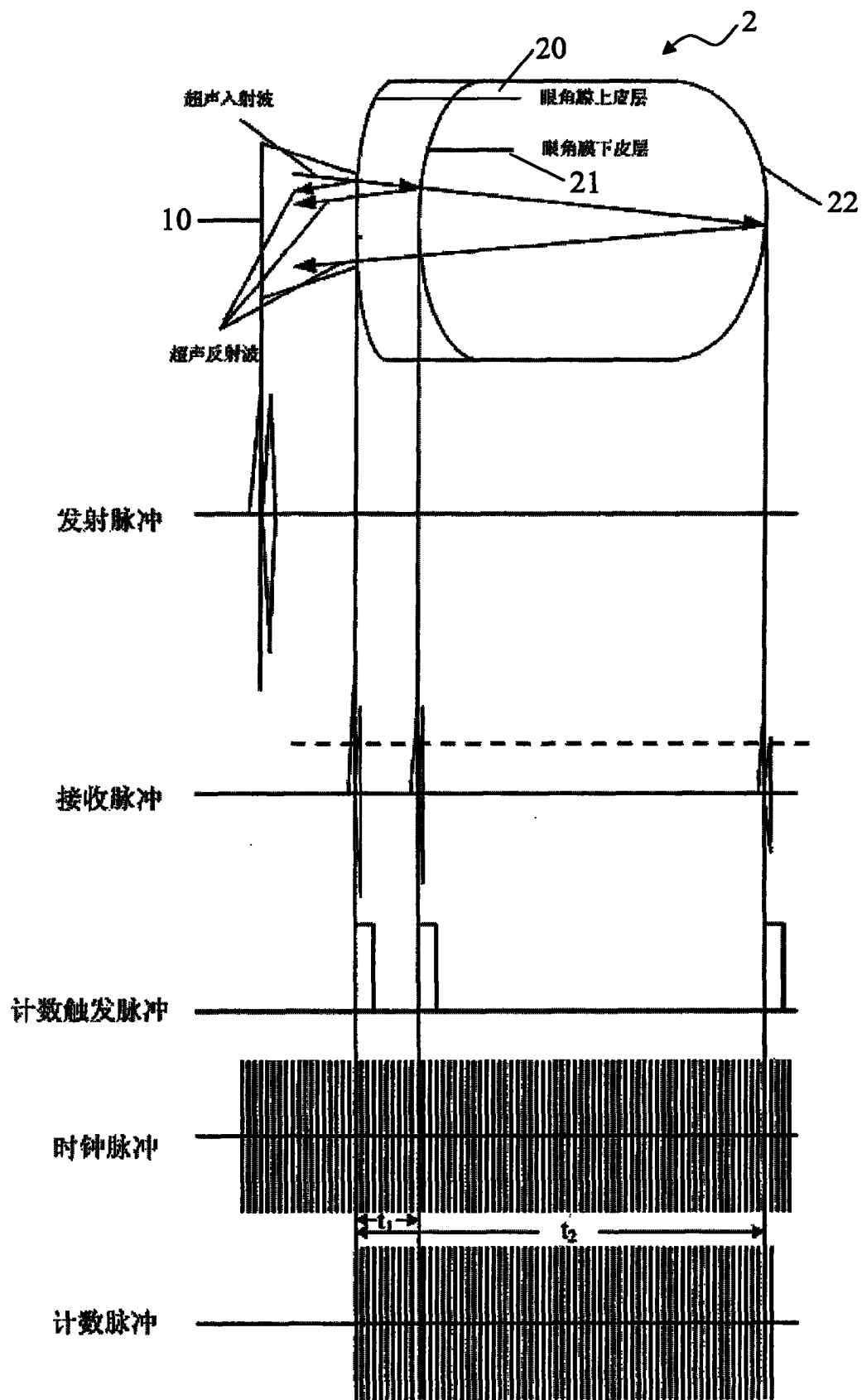


图 7

专利名称(译)	超声波眼科测量装置及方法		
公开(公告)号	CN101785683A	公开(公告)日	2010-07-28
申请号	CN201019026101.5	申请日	2010-02-05
[标]申请(专利权)人(译)	东南大学		
申请(专利权)人(译)	东南大学		
当前申请(专利权)人(译)	东南大学		
[标]发明人	赵兴群 夏翎 许春 陈娟		
发明人	赵兴群 夏翎 许春 陈娟		
IPC分类号	A61B8/10		
代理人(译)	李海涛		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出一种超声波眼科测量装置及方法。超声波眼科测量装置包括超声换能器、控制单元、超声波发射单元、超声波接收单元、数据采集单元、显示单元以及按键单元。控制单元包括相互连接的MSP430单片机和CPLD芯片。由MSP430单片机输出发射脉冲至超声波发射单元，触发超声换能器发射超声波。超声波经人体角膜反射后输出至超声波接收单元，经过放大，其中一路反射波输出至比较电路，另一路输出至数据采集单元。由比较电路输出的反射波控制CPLD芯片输出计数脉冲至MSP430单片机，经转换得到眼角膜的厚度和眼轴长度，并通过显示单元进行显示。本发明可以利用超声波反射波法测量人体角膜厚度和眼轴长度，原理简单，测量精度高，且对被测物体表面要求较低。

