



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108095757 A

(43)申请公布日 2018.06.01

(21)申请号 201711401220.5

(22)申请日 2017.12.22

(71)申请人 上海迈动医疗器械股份有限公司

地址 201203 上海市浦东新区中国(上海)

自由贸易试验区蔡伦路780号3楼F座

(72)发明人 马宁 吴翠灵 江斌 郑煜春

蓝尚文 张世恒 舒元庆 陈晓君

李营营

(74)专利代理机构 北京卓岚智财知识产权代理

事务所(特殊普通合伙)

11624

代理人 王新月

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书4页 说明书20页 附图9页

(54)发明名称

一种手持式膀胱测容装置及膀胱测容实现方法

(57)摘要

本发明的一种膀胱测容实现方法,包括:整机控制;探头扫描控制;超声信号发射接收控制;超声成像、图像处理控制;硬件实现图像梯度计算处理控制;根据图像梯度值快速勾边处理获取膀胱每个截面边界数据同时得到膀胱边界分段点的关键数据,通过对多幅膀胱扫描界面图像的曲线分段和计算,累加各曲线的值获得整个膀胱的容积。本发明的手持膀胱测容装置,选用双CPU的FPGA芯片,保证同时绘制膀胱的边界点和点积分运算测定膀胱容量,探头与主机一体化,体积小,携带操作方便。本发明能无痛地定量测量膀胱容积的,减少医源性泌尿系统感染,减少了频繁插导管的痛苦,计算精度高,解决了误判,体积小,性价比高,适合医院科室、养老院和居家患者的使用。



1. 一种膀胱测容实现方法,其特征在于,其包括以下步骤:

整机控制:根据不同的请求功能,由FPGA主控制处理器发出不同的协调整机工作的系列控制指令和信号,管理整机各部件有序的工作;

探头扫描控制:根据FPGA主控制处理器指令,产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转;

超声信号发射接收控制:FPGA主控制处理器输出发射脉冲控制信号至探头发射电路和探头接收电路,将接收到的超声电信号进行放大处理后送A/D转换后生成超声数字信号送图像处理器进行处理;

超声成像、图像处理及梯度计算处理:根据FPGA主控制处理器的指令,接收超声数字信号,按照相应的扫描方式进行数字扫描变换,在数字扫描变换过程中进行超声信号的处理,使之变换成显示的图像信号,同时进行图像梯度计算;

快速勾边运算:根据FPGA主控制处理器的指令,以及图像的梯度值,对膀胱图像进行快速勾边运算,同时得到膀胱的勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据;

膀胱容积计算:根据FPGA主控制处理器的指令,以及勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法进行容积计算。

2. 根据权利要求1所述的膀胱测容实现方法,其特征在于,所述FPGA主控制处理器内包括NiosII-CPU1和NiosII-CPU2;

所述NiosII-CPU1根据图像的梯度值,可对膀胱图像进行快速勾边运算,同时得到膀胱的边界数据和膀胱边界分段点的关键数据;

所述NiosII-CPU2根据勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法进行容积计算。

3. 根据权利要求1所述的膀胱测容实现方法,其特征在于:所述产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转包括以下步骤:

开始扫描时探头的下置步进电机固定于扫描范围的起始位置,上置步进电机在规定 120° 角度范围内来回摆动,获取第一截面的超声图像;

下置步进电机转动规定 15° 角度,固定;

上置步进电机再在规定 120° 角度范围内来回摆动,获取第二截面的超声图像;

如此往复,直到下置步进电机转动到终止位置,上置步进电机在规定 120° 角度范围内来回摆动获取第n截面的超声图像,停止。

4. 根据权利要求1所述的膀胱测容实现方法,其特征在于:所述超声信号处理包括对超声信号的平均、增强、相关、伽玛校正、数字放大、对数压缩、图像的平滑插值、带通一系列处理。

5. 根据权利要求1所述的膀胱测容实现方法,其特征在于:所述数字扫描变换是经由数字扫描变换器将图像的超声发射扫描制式变换成TFT显示扫描制式。

6. 根据权利要求1所述的膀胱测容实现方法,其特征在于:所述的图像梯度计算是用硬件插值方法对梯度矩阵进行插值计算,实现Sobel算子的算法,对每帧图像矩阵 400×201 区域做梯度计算,得到的梯度矩阵中的值只有两种,最大值255,最小值0;

梯度运算步骤为:

求梯度矩阵,用插值方法对梯度矩阵进行插值计算,

设置门限,在门限处理时,采用基本全局门限,大于或等于设定的门限时,规定该点的灰度值为255,反之则为0。

7. 根据权利要求1或6所述的膀胱测容实现方法,其特征在于:

计算出整个膀胱的容积包括以下步骤:

根据图像的梯度值,快速计算得到膀胱扫描截面图像的边界数据同时还得到膀胱扫描截面图像边界分段点的关键数据;

根据勾边数据和膀胱扫描截面图像边界分段点的关键数据一边绘制边界点,一边同时进行点积分运算方法进行容积计算,其步骤如下:

根据每幅膀胱扫描截面图像边界分段关键点将膀胱扫描获得的多幅膀胱扫描截面图像的每幅膀胱扫描截面图像边界的曲线以中心轴为界的右侧曲线划分为多段曲线;

所述多段曲线,在中心轴与膀胱扫描截面图像边界的曲线的交点的最低点以下范围的曲线中,若曲线为下降趋势则其值为负,若曲线为上升趋势则其值为正;在所述交点的最高点以上范围的曲线中,若曲线为上升趋势则其值为负,若曲线为下降趋势则其值为正,所述最高点和最低点之间的曲线的值为正;

根据划分的多段曲线,分别计算每一段曲线的积分值中的一个面的积分值,每一段曲线由N个点组成,将一段曲线内的每个点对应计算所得的面积值相加得到该段曲线的体积值;

将各段曲线的体积值根据其趋势确定其正负后相加,得到该幅膀胱扫描截面图像的右侧曲线的体积值;

同理计算左侧曲线的体积值,并与右侧曲线的体积值相加,得到该幅膀胱扫描截面图像的体积值,将扫描膀胱获得的全部多幅膀胱扫描截面图像的体积值相加,并按实际尺寸和图像尺寸比例计算,获得膀胱体积值,即膀胱容量。

8. 根据权利要求7所述的膀胱测容实现方法,其特征在于:

根据每幅膀胱扫描截面图像边界分段关键点将膀胱扫描获得的十二幅膀胱扫描截面图像的每幅膀胱扫描截面图像边界的曲线以中心轴为界的右侧曲线划分为五段曲线L1、L2、L3、L4、L5;其中L1和L5为趋势向下,L2、L3和L4为趋势向上,所述L1曲线由点 $p_0p_1p_2\cdots p_n$ 组成,每个点对应的面积为 $S_{j1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} \tan 15^\circ * i$;其中 $\tan 15^\circ * i$ 为每根线段的长度,相加即为面积 S_{j1} ;

曲线L1的体积为 $V_{L1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} S_{j1}$;同理得到 V_{L2} 、 V_{L3} 、 V_{L4} 、 V_{L5} ;根据关键点对体积值进行正负判断,得到图像右侧体积值 $V_{1右} = -V_{L1} + V_{L2} + V_{L3} + V_{L4} - V_{L5}$;同理可得图像左侧体积值 $V_{1左}$;则该幅膀胱扫描截面图像的体积值为 $V_1 = V_{1左} + V_{1右}$;

将扫描膀胱获得的全部十二幅膀胱扫描截面图像的体积值相加,并按实际尺寸和图像尺寸比例计算,获得膀胱体积值 $V = (\sum_{k=1}^{k \leq 12} (V_{k右} + V_{k左})) * index$,即膀胱容量;其中index为膀胱截面实际尺寸和图像尺寸的比例。

9. 一种手持式膀胱测容装置,其特征在于:其包括:

FPGA主控制处理器,所述FPGA控制处理器接收触摸屏的不同的按键请求,根据不同的

按键请求功能,发出不同的协调整机工作的系列控制指令和信号,管理整机各部件有序的工作;

整机控制:整机控制采用FPGA可编程逻辑器件为主,ARM处理器为辅的中央控制处理器;

探头驱动,所述探头驱动,用于产生3D探头的驱动信号使探头摆动和旋转;

探头发射,所述探头发射是接收到主控制处理器产生的相应脉宽的发射脉冲作相应的放大后送到探头晶片;

探头接收,所述探头接收包括前置放大器与A/D转换电路,所述前置放大器将接收到所述探头晶片传送来的超声电信号进行放大处理后送给所述A/D转换电路变换成超声数字信号送图像处理器进行处理;

超声成像、图像处理器:所述图像处理器接收数字化的超声信号,按照相应的扫描方式进行数字扫描变换和超声信号处理,使之变换成可以显示的并符合膀胱容量测试的B超图像信号;

梯度计算处理器:所述梯度计算处理器用插值方法对梯度矩阵进行插值计算,设置梯度门限,最后获得的梯度矩阵,就是最后超声成像后的整幅图像梯度,满足快速膀胱勾边计算要求;

NiosII-CPU1处理器,为快速勾边处理器:所述快速勾边处理器是根据FPGA主控制处理器的指令和图像的梯度值,可对膀胱图像进行快速勾边运算,同时得到膀胱的勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据;

NiosII-CPU2处理器,为容积计算处理器:所述容积计算处理器根据FPGA主控制处理器的指令,以及勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据按照一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法计算膀胱容积;

ARM处理器:所述ARM处理器作为装置的辅助控制器和FPGA主控制器保持通讯,根据FPGA主控制器发来的命令,ARM处理器也发出不同的指令控制:时间管理、电源管理、USB接口、SD卡存储器、语音芯片、wifi模块进行有序工作;

其中,FPGA主控制器该FPGA主控制处理器在芯片内部和超声成像、图像处理及梯度计算处理器连接;该探头的信号经探头接收电路与图像处理器及梯度计算处理器相连;该FPGA主控制处理器的控制信号输出端还分别接有探头发射电路和探头驱动电路、探头接收电路;探头接收电路包括信号前置放大电路和A/D转换电路,信号前置放大电路接有探头,信号前置放大电路的输出端接至A/D转换电路的模拟量输入端,A/D转换电路的数字量输出端与超声成像、图像处理及梯度计算处理器的输入端相连,FPGA主控制处理器通过串和并口和ARM处理器相连;

还包括手持式的外壳,前述的元器件全部安装在该手持式外壳内,所述探头安装在该手持式的外壳上。

10.根据权利要求9所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:所述FPGA主控制处理器的显示信号输出端与显示器相连接;或通过触摸屏与显示器相连。

11.根据权利要求9所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:所述FPGA主控制处理器和触摸屏以及按键模块相连。

12.根据权利要求9所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:具有蓝牙模块,该模块和

FPGA主控制处理器相连,通过该模块无线控制打印机打印患者信息报告。

13.根据权利要求9所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:所述FPGA主控制处理器的控制信号还接有帧存储器、图像存储器、显存和内存,帧存储器是存储的超声图像,图像处理专用存储器。图像存储器存储的是处理完成后的扫描图像和患者信息,是为FPGA主控制处理器和ARM处理器通讯时设置的专用存储器,显存和内存存储的是处理完成后的扫描图像和患者信息,是对应显示的专用存储器。

14.根据权利要求9所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:所述ARM处理器和时间管理单元连接,管理和采集当前的时间值并送FPGA主控制处理器显示。

15.根据权利要求9所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:所述ARM处理器和电源管理单元连接,管理仪器的电源电量的采集数据并送FPGA主控制处理器显示。

16.根据权利要求9所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:所述ARM处理器和语音芯片连接,控制录制或播放录制的语音信息,并向SD卡存储或读出录制的语音信息。

17.根据权利要求9所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:所述ARM处理器和SD卡存储器连接,将FPGA主控制处理器送来的患者扫描图像及患者信息保存在SD卡存储器中。

18.根据权利要求9所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:所述ARM处理器还和USB接口连接,USB接口通过数据线将患者信息上传至上位机。

19.根据权利要求9或10所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于:所述ARM处理器还和wifi模块连接,通过该模块,可将患者实时扫描图像等信息传送到手机和上位机上,同时手机可以作为主机,无线控制探头进行扫描、存储患者信息、查看扫描图像的功能。

20.根据权利要求19所述的手持式膀胱测容装置,其特征在于,所述FPGA主控制处理器和触摸屏以及按键模块相连;

具有蓝牙模块,该模块和FPGA主控制处理器相连,通过该模块无线控制打印机打印患者信息报告;

所述FPGA主控制处理器的控制信号还接有帧存储器、图像存储器、显存和内存,帧存储器是存储的超声图像,图像处理专用存储器。图像存储器存储的是处理完成后的扫描图像和患者信息,是为FPGA主控制处理器和ARM处理器通讯时设置的专用存储器,显存和内存存储的是处理完成后的扫描图像和患者信息,是对应显示的专用存储器;

所述ARM处理器和时间管理单元连接,管理和采集当前的时间值并送FPGA主控制处理器显示;

所述ARM处理器和电源管理单元连接,管理仪器的电源电量的采集数据并送FPGA主控制处理器显示;

所述ARM处理器和语音芯片连接,控制录制或播放录制的语音信息,并向SD卡存储或读出录制的语音信息;

所述ARM处理器和SD卡存储器连接,将FPGA主控制处理器送来的患者扫描图像及患者信息保存在SD卡存储器中;

所述ARM处理器还和USB接口连接,USB接口通过数据线将患者信息上传至上位机;

所述ARM处理器还和wifi模块连接,通过该模块,可将患者实时扫描图像等信息传送到手机和上位机上,同时手机可以作为主机,无线控制探头进行扫描、存储患者信息、查看扫描图像的功能。

一种手持式膀胱测容装置及膀胱测容实现方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备技术领域检测设备,具体的说是一种实现手持式自主膀胱容积测定的手持式膀胱测容装置及膀胱测容实现方法。

背景技术

[0002] 目前对于膀胱内的尿量临床诊断方式除了有:导尿术、叩诊和一维及二维超声(非定量测试膀胱容量、残余尿量的手段)外,通过这两年研发人员的不断探索与研究,针对由于不定量诊断膀胱容量会增加医源性泌尿系统感染的发生率,以及严重影响医护人员对患者膀胱状态的监测和诊断,特别是影响术后膀胱功能的评估等诸多问题。因此研发出对膀胱容量可以进行实时简易的定量测定装置,就能更早地检测出膀胱肌肉是否有萎缩现象,从而及时进行相应的治疗。所以定量测定膀胱容量和残余尿量不但可以评价膀胱的生理机能,而且可以在患者治疗膀胱疾病过程中及时给出疗效评价。早期世界上研制的膀胱容量测定仪是一种运用3D超声探头把膀胱作为椭球的形状通过求出椭球的长轴、短轴、深度按照椭球的体积公式进行膀胱尿量测定的装置,但是,每个人的膀胱形状都不一样,膀胱充盈和不充盈的形状也会有所不同,因此,采用单一的数学模型进行膀胱尿量的测定会对大多数的患者的膀胱尿量测定不准确,这样的装置对于评价膀胱的生理机能及膀胱疾病的治疗过程的疗效评价都会带来诸多的不准确,影响了医生的正确诊断。特别是随着定量测定膀胱容量的应用范围扩展,如控制让膀胱充盈达到350mI的情况下,就能避免脏器的位移。达到精确放疗的效果。因此精确测定膀胱容积在盆腔放疗过程中就能对正常组织损伤微小,放疗反应明显降低,治疗的效果较普通放疗明显提高。针对该装置的不足之处,研究人员发明了运用3D超声探头通过瓣式叠加技术进行膀胱尿量测定装置(发明专利号:ZL 2012 1 0215960.0),该专利申请里描述的技术解决了对于不同膀胱形状的尿量测定采用单一的数学模型的测量方法,建立了适合各种膀胱形状的测量尿量的数学模型,这种运用3D超声探头通过瓣式叠加技术进行膀胱尿量测定装置,其中提出的瓣式叠加技术中的容量计算公式($V_n = [0.87 \times S(n) \times S(n)]/a$)也是基于两个正交切面的椭球经验公式,当膀胱形状不能近似于椭球时,误差将会变大。而且专利申请号为:(2016 1 0929931 9)已经提出该算法的弊病:(发明专利号:ZL 2012 1 0215960.0)采用橘瓣积分法计算膀胱容积,在探头中心轴不偏离膀胱中心情况下,计算精度可以保证,但是若中心轴偏离膀胱中心,那么计算“大橘瓣”时就会出现多算情况,如图14所示,其中膀胱截面积为 S_1+S_2 ,但由于中心轴偏离,故计算时多出 S_3 和 S_4 两块面积,从而影响整个容积计算值,导致误差变大。如图14可知若中心轴偏离膀胱截面以外,导致误差更大。由于目前世界上用于膀胱容量测定装置的3D超声探头是步进电机驱动的机械探头,在扫描的过程中轴心就会存在着一定的偏离,另外,操作者如果将探头没有放置在患者膀胱的中心位置,这个测量误差就会很大,因此对操作者的手法要求非常高。专利申请号为(2016 1 0929931 9)提出先将膀胱12个面转换成3D立体模型,然后从上往下进行积分运算,这样计算的膀胱容量虽然不受膀胱形状影响,但是在计算

每个积分面时,采用的是公式 $V = \sum_{j=1}^{j \leq n} (S_j = \sum_{R_i=1}^{R_i \leq 24} \frac{15}{360} \times \pi R_i^2)$, 其中 $R_i = (\sqrt{x_{i-1}^2 + z_{i-1}^2} + \sqrt{x_i^2 + z_i^2})/2$,

该公式利用扇形的面积公式(圆心角为 15° , 半径为 R_i) 计算出每个小扇面的面积 $\frac{15}{360} \times \pi R_i^2$ 。但是,这种计算方法适用于中心轴在所有切面面积内部的情况(即使中心轴偏移容量的计算也不会出现误差),但当中心轴出现在切面面积外部时,如图15A所示,切面1已经偏离到中心轴外侧,这时候再计算的话,就会出现很大的误差,如图15B所示,切面1在计算时会将图示阴影部分面积多算出来,当中心轴偏离越大,计算误差也越大。故该算法对操作者的手法要求也比较高。

[0003] 特别是随着定量测定膀胱容量的应用范围扩展,如控制让膀胱充盈达到350mL的情况下,就能避免脏器的位移。达到精确放疗的效果。因此精确测定、避免误测膀胱容积在盆腔放疗过程中就能对正常组织损伤微小,放疗反应明显降低,治疗的效果较普通放疗明显提高等等。

[0004] 发明专利号:ZL 2012 1 0215960.0及专利申请号为2016 1 0929931 9中都没有wifi无线图像传送功能,专利申请号为2016 1 0929931 9中仅仅只有蓝牙功能,由于蓝牙传送信息是通过串口进行无线传送的,传送速度很慢,不能实现实时的膀胱图像传送。针对目前在家及养老院居住需使用膀胱测容仪的患者,除了需要医护人员对其进行康复治疗指导外,医护人员还需要知道实时的膀胱扫描图像,如何实现这部分患者在家的康复治疗的指导以及远程诊断膀胱疾病是需要我们急需解决的问题。

[0005] 一般在实时图像处理中,用Sobel算子进行物体的边缘检测是经常用到的算法,如图3。目前膀胱容量测定仪所采用的算法均为采集膀胱切面超声信息并形成超声图像后,使用纯软件的方法,检测膀胱边缘,然后利用切面对膀胱建模进行计算,获取膀胱容量值。这种纯软件算法的缺点是,计算必须是在获取整个膀胱切面的超声图像后才开始,计算量非常庞大,图像的分辨率越大,计算量则更大,因此获取膀胱容量结果速度非常慢。显而易见,这种用软件计算膀胱边缘值的方法制约了快速检测膀胱容积值。在装置中如何快速的获取膀胱的边缘值也是我们急需解决的问题。

[0006] 另外,目前医院临床使用的膀胱容量测定仪大部分都需要将仪器安装在推车上,且探头和仪器是通过一根2米的导线连为一体,仪器在移动和使用过程中容易摔坏,操作中也不方便。

[0007] 另外,针对目前在家及养老院居住需使用膀胱测容仪的患者,采用主机和探头分离的仪器一是使用时极不方便,二是成本也较高。

发明内容

[0008] 针对现有技术中对膀胱容量的测定由于在计算精度及误测上存在问题,并且对于操作者手法要求较高,尽管后面问世的膀胱容量测定仪在计算精度及操作手法的要求上有所改进,但都存在着大小不同的问题,由于这些问题的存在,就会造成:无论是对于评价膀胱的生理机能及膀胱疾病的治疗过程的疗效评价都会带来诸多的不准确,影响了医生的监测和正确诊断。特别是对一些特定的医疗需求由于这些问题造成患者的身体损伤,医疗需求无法满足。

[0009] 更进一步地,在上述技术问题的基础上,本发明利用超声成像原理与技术,运用3D超声探头获取12幅图象,采用一边绘制膀胱的边界点,一边进行点积分运算的技术进行膀胱容量测定;针对纯软件的方法检测膀胱边缘速度慢的问题,发明一种使用FPGA硬件实现用于加快膀胱容量计算结果的改进型Sobel算法,在获得超声成像矩阵同时获得超声图像的梯度值矩阵,并使用软件方法结合图像与梯度,快速获得膀胱计算结果;本发明将探头和主机一体化,手持式膀胱测定仪(重量轻),方便移动,临床的使用简单、方便、安全,本发明增加了语音录制和播放功能,采用语音输入+超声图像+膀胱容积值对患者测量信息进行保存,在超小的手持式膀胱测定仪中还带有触摸屏方便客户输入客户信息;本发明利用无线wifi传送技术和编制手机APP软件,实时将膀胱扫描信息以及膀胱扫描图像实时传送到手机上,将通过研发的手机APP及电脑客户端,将患者的基本信息与扫描的实时图像信息实时、快速上传至互联网平台。获得远程的康复治疗指导以及远程膀胱疾病的诊断。本发明装置及其实现方法。

[0010] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:

[0011] 一种膀胱测容实现方法,其中,其包括以下步骤:

[0012] 整机控制:根据不同的请求功能,由FPGA主控制处理器发出不同的协调整机工作的系列控制指令和信号,管理整机各部件有序的工作;

[0013] 探头扫描控制:根据FPGA主控制处理器指令,产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转;

[0014] 超声信号发射接收控制:FPGA主控制处理器输出发射脉冲控制信号至探头发射电路和探头接收电路,将接收到的超声电信号进行放大处理后送A/D转换后生成超声数字信号送图像处理器进行处理;

[0015] 超声成像、图像处理及梯度计算处理:根据FPGA主控制处理器的指令,接收超声数字信号,按照相应的扫描方式进行数字扫描变换,在数字扫描变换过程中进行超声信号的处理,使之变换成显示的图像信号,同时进行图像梯度计算;

[0016] 快速勾边运算:根据FPGA主控制处理器的指令,以及图像的梯度值,对膀胱图像进行快速勾边运算,同时得到膀胱的勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据;

[0017] 膀胱容积计算:根据FPGA主控制处理器的指令,以及勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法进行容积计算。

[0018] 本发明还提供一种手持式膀胱测容装置,其包括:

[0019] FPGA主控制处理器,所述FPGA控制处理器接收触摸屏的不同的按键请求,根据不同的按键请求功能,发出不同的协调整机工作的系列控制指令和信号,管理整机各部件有序的工作;

[0020] 整机控制:整机控制采用FPGA可编程逻辑器件为主,ARM处理器为辅的中央控制处理器;

[0021] 探头驱动,所述探头驱动,用于产生3D探头的驱动信号使探头摆动和旋转;

[0022] 探头发射,所述探头发射是接收到主控制处理器产生的相应脉宽的发射脉冲作相应的放大后送到探头晶片;

[0023] 探头接收,所述探头接收包括前置放大器与A/D转换电路,所述前置放大器将接收到所述探头晶片传送来的超声电信号进行放大处理后送给所述A/D转换电路变换成超声数

字信号送图像处理器进行处理；

[0024] 超声成像、图像处理器：所述图像处理器接收数字化的超声信号，按照相应的扫描方式进行数字扫描变换和超声信号处理，使之变换成可以显示的并符合膀胱容量测试的B超图像信号；

[0025] 梯度计算处理器：所述梯度计算处理器用插值方法对梯度矩阵进行插值计算，设置梯度门限，最后获得的梯度矩阵，就是最后超声成像后的整幅图像梯度，满足快速膀胱沟边计算要求；

[0026] NiosII-CPU1处理器，为快速勾边处理器：所述快速勾边处理器是根据FPGA主控制处理器的指令和图像的梯度值，可对膀胱图像进行快速勾边运算，同时得到膀胱的勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据；

[0027] NiosII-CPU2处理器，为容积计算处理器：所述容积计算处理器根据FPGA主控制处理器的指令，以及勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据按照一边绘制边界点，一边进行点积分运算方法计算膀胱容积；

[0028] ARM处理器：所述ARM处理器作为装置的辅助控制器和FPGA主控制器保持通讯，根据FPGA主控制器发来的命令，ARM处理器也发出不同的指令控制：时间管理、电源管理、USB接口、SD卡存储器、语音芯片、wifi模块进行有序工作；

[0029] 其中，FPGA主控制器该FPGA主控制处理器在芯片内部和超声成像、图像处理及梯度计算处理器连接；该探头的信号经探头接收电路与图像处理器及梯度计算处理器相连；该FPGA主控制处理器的控制信号输出端还分别接有探头发射电路和探头驱动电路、探头接收电路；探头接收电路包括信号前置放大电路和A/D转换电路，信号前置放大电路接有探头，信号前置放大电路的输出端接至A/D转换电路的模拟量输入端，A/D转换电路的数字量输出端与超声成像、图像处理及梯度计算处理器的输入端相连，FPGA主控制处理器通过串和并口和ARM处理器相连；

[0030] 还包括手持式的外壳，前述的元器件全部安装在该手持式外壳内，所述探头安装在该手持式的外壳上。

[0031] 更具体详细地，本发明的技术解决方案可以是如下的内容：

[0032] 本发明一种手持式膀胱测容实现方法，包括以下步骤：

[0033] 仪器启动：仪器上电后，首先ARM处理器启动，通过并口(FSMC)发出指令，FPGA可编程逻辑器件接收指令后，发出整机工作的有序控制时序。

[0034] 整机控制：整机控制采用FPGA可编程逻辑器件为主，ARM处理器为辅的主从控制处理器，根据不同的请求功能，由控制处理器发出不同的协调整机工作的系列控制指令和信号，管理整机各部件有序的工作；

[0035] 探头扫描控制：根据主控制处理器FPGA可编程逻辑器件发出指令，产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转。

[0036] 超声信号发射接收控制：主控制处理器FPGA可编程逻辑器件输出脉冲控制信号至探头发射电路和探头接收电路，发射电路接收到发射控制信号后产生一系列的有序的发射脉冲，同时接收前置放大电路将接收到的超声电信号进行放大处理后送A/D转换后生成超声数字信号送超声成像、图像处理器进行处理成像。

[0037] 超声成像、图像处理器：根据主控制处理器FPGA可编程逻辑器件的指令，接收数字

化的超声信号,按照相应的扫描方式进行数字扫描变换和超声信号处理,使之变换成可以显示的并符合膀胱容量测试的B超图像信号。

[0038] 梯度计算处理器:根据主控制处理器FPGA可编程逻辑器件的指令,求出图像每一个采样点水平与垂直的梯度值,由于采样点形成的超声数据矩阵与超声成像矩阵有着——对应的插值关系,用相同的插值方法对梯度矩阵进行插值计算,获得的梯度矩阵就是最后超声成像后的整幅图像梯度。在后续膀胱容积计算的软件处理中,对比超声图像和超声图像梯度,可以很快地勾勒出膀胱的边缘,大大减少了计算量,提高了计算速度。

[0039] 膀胱容积计算:根据主控制处理器FPGA可编程逻辑器件的指令,将获取的实时B超图像水平梯度与垂直梯度值,进行快速的勾边运算处理,同时得到膀胱的边界数据和膀胱边界分段点的关键数据,根据此数据,一边绘制边界点,一边进行点积分运算,最终将所有的点积分体积相加就得到了膀胱容积值。这种新型计算膀胱容量的方法,和已有的专利算法不同,该算法的优势在于:1,由于是对膀胱的边界进行逐点积分运算而不是建模运算,因此不受膀胱形状的影响。2,不会出现中心轴偏离膀胱切面的情况。专利号专利申请号为(2016 1 0929931 9)的算法之所以会出现这种情况,是因为该算法是先建立三维模型,然后再从上往下切面计算,若三维模型的中心轴出现偏离,这样就难免会遇到切面出现在中心轴外侧的情况。而本文的算法只需要中心轴落在膀胱切面内部即可,这样就大大降低了操作者手法的难度。由于这种实时计算方式需要高速的硬件条件支持,除此之外,为了提高计算速度,我们在FPGA内部搭建了双核处理器。在设计时,我们采用NiosII的SOPC Builder构建双核,如图4所示。在SOPC Builder中添加2个处理器NiosII-CPU1和NiosII-CPU2,分别为每个处理器添加定时器timer,为系统加入硬件互斥核mutex、sdram控制器、程序存储器EPCS,调试接口jtag_uart等,最后再添加其他必要的组件。其中,硬件互斥核mutex的作用是确保多个处理器在访问存储器时不会发生冲突。NiosII-CPU1根据图像的梯度值,可对膀胱图像进行快速勾边运算,同时得到膀胱的边界数据和膀胱边界分段点的关键数据,NiosII-CPU1还将该数据传送至内部SDRAM内存中,然后NiosII-CPU2读取SDRAM数据后对数据进行点积分,当12幅图像计算完成后合成容积值,将容积值发送给SDRAM,NiosII-CPU1取出容积值并显示。NiosII-CPU1(快速勾边)和NiosII-CPU2(容积计算)工作流程如图5所示。

[0040] 所述产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转包括以下步骤:

[0041] 开始扫描时探头的下置步进电机固定于扫描范围的起始位置,上置步进电机在规定的角度范围内来回摆动,获取第1截面的超声图像;

[0042] 下置步进电机转动规定角度,固定;

[0043] 上置步进电机再在规定的角度范围内来回摆动,获取第2截面的超声图像;

[0044] 如此往复,直到下置步进电机转动到终止位置,上置步进电机在规定的角度范围内来回摆动获取第n截面的超声图像,停止。

[0045] 所述超声信号处理包括对超声信号的平均、增强、相关、伽玛校正、数字放大、对数压缩、检波、图像的平滑插值、滤波、带通、边缘检测、边缘梯度计算等一系列处理;

[0046] 所述数字扫描变换就是将B超的扫描方式获取的信息转换成显示的扫描方式的B超图像信息即学名为数字扫描变换器,一般的超声成像处理采用先将图像按照扫描的方向存储为矩形的图像,然后将存储好的图像按极坐标的算法将超声图像还原为扇形,这种成像方法使原始图像的信息有损失,我们采用的方法是在存储图像的过程中就将图像处理为

扇形的图像,及变采样脉冲存储和读取,这种方法使图像信息损失小,且图像细腻清晰;

[0047] 所述梯度计算首先将第一根采样线和最后一根采样线对图像边缘增强意义不大,我们将其梯度设置为0。采样线的第一个采样点和最后一个采样点对图像边缘增强意义不大,我们也将其梯度设置为0。因而,我们实现梯度计算过程中,首先保存2根采样线的数据,待第3根采样线开始采样时,从第3个采样点开始,我们可以计算出第2根线第2个采样点的水平梯度和垂直梯度。以此类推。第一根采样线和最后一根采样线对最后整体图像梯度不大,我们将其梯度设置为0。具体实现水平梯度计算和垂直梯度计算如图6所示。获得水平梯度和垂直梯度后,我们需要进行平方和开平方运算,平方和开平方运算非常消耗时间,FPGA实现的好处在于我们可以通过查询表即可活得计算结果,几乎没有延迟,大大减少了软件实现的时间。求出图像每一个采样点的水平和垂直梯度值,具体实现步骤:

[0048] (1) 求梯度矩阵:一帧超声原始图像纵向采样400个点,横向采样201根线,如图7所示,我们得到一个大小为400*201的原始超声数据矩阵。假设(水平方向)第y根发射线上(垂直方向)第x个点的采样值为 $z_{(x,y)}$,采用如图8所示的Sobel算子作为x方向(垂直方向)梯度算子和y方向(水平方向)梯度算子。当采用Sobel算子对400*201区域做梯度计算时,可得标记为 $z_{(x,y)}$ 的采样点x方向梯度 G_x 和y方向的梯度 G_y 分量分别为:

$$[0049] \quad G_x = (z_{(x+1,y-1)} + 2*z_{(x+1,y)} + z_{(x+1,y+1)}) - (z_{(x-1,y-1)} + 2*z_{(x-1,y)} + z_{(x-1,y+1)})$$

$$[0050] \quad G_y = (z_{(x-1,y+1)} + 2*z_{(x,y+1)} + z_{(x+1,y+1)}) - (z_{(x-1,y-1)} + 2*z_{(x,y-1)} + z_{(x+1,y-1)})$$

$$[0051] \quad \text{标记为 } z_{(x,y)} \text{ 的采样点的梯度的计算公式为 } \nabla f_{(x,y)} = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}。$$

[0052] (2) 在门限处理时,采用基本全局门限:当某像素点(x,y)的梯度值 $\nabla f_{(x,y)}$ 大于或等于设定的门限T时,规定该点的灰度值为255,反之则为0。即:

$$[0053] \quad g(x,y) = \begin{cases} 255 & \nabla f(x,y) \geq T \\ 0 & \nabla f(x,y) < T \end{cases}$$

[0054] 一帧图像采样完毕后,我们就可以得到400*201的超声数据矩阵和400*201的梯度数据矩阵。图像数据和梯度数据经过硬件插值处理出来后,我们可以获得一帧超声图像数据矩阵400*500和图像梯度数据矩阵400*500。如图9所示。

[0055] 由上述公式可知,求一个采样点的梯度值只需要进行4次移位运算,8次加法,2次减法运算,2次平方运算,1次开平方运算。对于FPGA来说,加减运算速度非常快,平方运算和开平方运算可以采用查表法实现,如图10所示。因为在计算速度上比软件实现更快。由于我们是在成像前的数据进行边缘增强,计算量减少得更多,因而实现的速度更快。

[0056] 所述一种新型计算膀胱容量的方法,和已有的专利算法不同,该算法是利用超声成像原理与技术,运用3D超声探头获取12幅图像,采用一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法计算膀胱容积包括以下步骤:

[0057] 1) 首先,根据膀胱扫描截面图像边界分段关键点将膀胱右侧曲线划分为L1、L2、L3、L4、L5。如图11所示。

[0058] 2) 分别计算每一段曲线的积分值中的一个面的积分制,现以L1段为例,L1曲线由点 $p_0p_1p_2 \cdots p_n$ 组成(如图12),其中每个点对应的面积值为 $S_{j1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} \tan 15^\circ * i$ (如图13),其中 $\tan 15^\circ * i$ 为每根线段的长度,相加即为面积值。

[0059] 3) 将L1段的所有点对应的面积值相加即为L1段对应的体积值, $V_{L1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} S_{ji}$ 。同样的方法得到 V_{L2} 、 V_{L3} 、 V_{L4} 、 V_{L5} 。再根据分段关键点对体积值进行正负判断(见图11)(在中心轴最低点A点以下,若曲线为下降趋势为负,上升趋势为正。在最高点B点以上上升趋势为负,下降趋势为正,AB之间趋势为正),则图像右侧体积值 $V_{1右} = -V_{L1} + V_{L2} + V_{L3} + V_{L4} - V_{L5}$ 。同理再算出图像左侧容积值 $V_{1左}$,则第一幅图像对应的容积值为 $V1 = V_{1左} + V_{1右}$ 。

[0060] 4) 计算12个面组合起来的立体体积(即膀胱容量)公式为 $V = (\sum_{k=1}^{k \leq 12} (V_{k右} + V_{k左})) * index$, 其中index为膀胱截面实际尺寸和图像尺寸的比例。

[0061] 此发明使膀胱容积测量不仅突破了单一形状数学模型,也解决了瓣式叠加测容仪中心轴偏移引起的容积多算的问题,还解决了通过3D成像按超声深度叠加测容仪中心轴出现在切面面积外部引起的容积多算的问题,从而根本保证膀胱容积值的测量精度。

[0062] 本发明是一种手持式膀胱测容装置包括ARM处理器、双核(双NiosII-CPU系统)FPGA可编程逻辑器件(器件中包含了主控制处理器,超声成像、图像处理,梯度计算处理器)、探头发射电路、探头驱动电路以及探头接收电路、其中控制处理器由FPGA可编程逻辑器件和ARM处理器组成,FPGA主控制处理器的控制输出端分别与探头发射电路和探头驱动电路相连、探头发射电路和探头驱动电路和探头连接、该探头同时经探头接收电路与超声成像、图像处理及梯度计算处理器相连、超声成像、图像处理及梯度计算处理器还和帧存储器、图像存储器及显存连接、FPGA主控制处理器还和图像存储器及显存连接、FPGA主控制处理器通过串口和并口和ARM处理器连接、FPGA主控制处理器还和液晶显示屏;蓝牙;按键;触摸屏连接、且仪器中所有的物件(含探头)全装在一个手持的外壳内。

[0063] 所述探头接收电路包括信号接收前置放大电路和A/D转换电路,接收前置放大电路接有探头,接收前置放大电路的输出端接至A/D转换电路的模拟量输入端,A/D转换电路的数字量输出端与图像处理器的输入端相连,接收前置放大电路和A/D转换电路接有FPGA主控制处理器的控制信号。

[0064] 所述FPGA主控制处理器的显示信号输出端与液晶显示器相连接。

[0065] 所述FPGA主控制处理器通过串口和蓝牙连接,无线控制打印机打印患者信息。

[0066] 所述FPGA主控制处理器和按键、触摸屏连接,接收按键及触摸屏的请求信号,根据不同的请求产生相应的控制时序。

[0067] 所述FPGA主控制处理器和图像存储器、显存和内存连接,图像存储器是FPGA主控制处理器和ARM处理器通讯时存储到SD卡的图像信息以及上传上位机或通过wifi传送的图像及图表信息,显存和内存存储的是FPGA控制处理器输出到液晶显示屏的信息(包括图像及图像以外的所有信息)以及程序运行过程中所需的存储空间。

[0068] 所述FPGA主控制处理器还和帧存储器连接,控制超声成像、图像处理及梯度计算处理器将扫描超声图像信息存储在帧存储器。

[0069] 所述FPGA主控制处理器和ARM处理器连接,ARM处理器作为仪器的辅佐控制器,将控制管理的时间和电量信息通过串口(UART)传送给FPGA控制处理器进行显示,ARM处理器通过并口(FSMC)接收FPGA控制处理器发送的图像信息及图标信息并将其存入SD卡。FPGA控制处理器和ARM处理器之间的命令传送是通过串口(UART)进行。

[0070] 所述ARM处理器连接时间管理电路、电源管理电路、语音芯片、SD卡、USB接口电路以及wifi模块。时间管理电路管理时间修改和设置、电源管理电路管理电源的电量及充电、语音芯片管理患者的信息录制和播放、SD卡作为内存可存储大量的患者信息、USB接口电路可将患者信息转送到上位机、wifi模块可将患者信息(包括实时的超声扫描图像)传送到手机或上位机上,同时手机可以作为主机,无线控制探头进行扫描、存储患者信息、查看12幅扫描图像等功能。

[0071] 本发明具有以下有益效果及优点:

[0072] 1.能方便无痛的进行膀胱容积的精确定量测量并将膀胱容积的测定用于更广泛的领域。本发明采用一边绘制边界点,一边进行点积分进行膀胱容量测定的算法,避免了机械探头在扫描过程中图像偏离中心轴心带来的计算误差;以及操作者在操作过程中使得图像偏离中心轴心带来的计算误差;也避免了中心轴出现在切面面积外部带来的计算误差及误测;使得测量的精度更精确,改变了对操作者手法严苛的要求;最重要的是避免了哪怕错误的测试结果比例只有1%,但由此导致的研判和诊断错误可能会给患者带来的伤害是无法挽回的,如肿瘤的放射治疗中,作为膀胱癌中可形变的靶器官或宫颈/子宫颈癌中影响靶区位置的重要器官,膀胱体积及其重复性在每分次治疗间都存在一定变化。膀胱体积的变化会引起靶位置的移动,从而影响靶内和周围器官剂量的分布。为尽可能减小这种影响,每次放疗前必须保持确定的膀胱体积。如何控制让膀胱充盈达到350mI的情况下盆腔放疗就能避免脏器的位移,因此精确测定膀胱容积在盆腔放疗过程中就能对正常组织损伤微小,达到精确放疗的效果;另外脊髓损伤是一种严重创伤,全球每年约有10万新发患者。神经源性膀胱是脊髓损伤后常见的膀胱功能障碍,多为控制膀胱的中枢或周围神经发生损伤导致的排尿障碍,严重时可引起尿路感染、膀胱输尿管返流、肾功能衰竭,是脊髓损伤后截瘫患者晚期死亡的第一位原因。因此,控制或消除泌尿系感染,建立自主排尿节律,降低膀胱内压,保护肾脏功能,是治疗截瘫患者神经源性膀胱的最终目的。国内外专家一致认为,应用膀胱扫描仪指导间歇导尿术对神经源性膀胱患者进行康复护理和训练是最有效的治疗方法;另外手术后的病人如果在围手术期常时间留置导尿管。临床上,在拔除导尿管后,患者时有尿储留发生,尤其是长期留置尿管患者由于尿管对尿道黏膜的刺激引起炎症反应与水肿,导致膀胱充盈感觉的改变,或留置尿管时间过长引起膀胱逼尿肌张力消失等原因。尿储留发生率明显升高。而再次留置导尿管可能造成尿道局部损伤,增加患者的痛苦及尿路感染的机会,因此,确定膀胱残余尿量是对那些被怀疑有尿潴留的患者的一种完整的评估方法。尿失禁,尿潴留和尿路感染也是老人最常见的疾病,准确的定量测定患者排尿后的残余尿量,对医护人员正确的监测和诊断膀胱状态及评估膀胱功能有了精确的定量依据,改变了原来特别是术后膀胱功能的评估受到了严重影响这一不足。

[0073] 2.消除误测误判对患者的伤害,同时减少患者痛苦。应用本发明装置及方法可对需导尿的患者进行定量导尿,改变了原来的开放式导尿或依靠患者的储尿感觉及医护人员经验来导尿,从而减少医源性泌尿系统感染,减少了频繁插导管的痛苦。另外,由于本发明对于操作者手法的要求不严苛,因此除了在测量精度上能满足盆腔放疗过程的需求,最关键的是避免了误测误判造成的在放疗过程对人体内脏的损伤,使盆腔放疗过程中能够很好的控制膀胱充盈,达到精确放疗,减小了放疗过程对患者正常组织的损害,并且使放疗反应明显降低,明显提高了放疗的疗效,减少患者由于普通放疗带来的一系列痛苦和脏器损

伤。

[0074] 3.快速准确检测膀胱容积值,提高医护人员工作效益,由于采用FPGA硬件实现用于加快膀胱容量计算结果的改进型Sobel算法,在获得超声成像矩阵同时获得超声图像的梯度值矩阵,并使用软件方法结合图像与梯度,快速获得膀胱计算结果。

[0075] 4.无线wifi传送技术,能实时将膀胱扫描信息以及实时的膀胱扫描图像传送到手机上,将通过研发的手机APP及电脑客户端,将患者的基本信息与扫描的实时图像信息实时、快速上传至互联网平台。患者除了获得远程的康复治疗指导外,医生可根据跟踪的实时扫描图像及信息进行远程膀胱疾病的诊断。

[0076] 5.手持式膀胱仪(主机和探头一体),体积小,重量轻,方便携带,方便移动,不需推车,解决了传统的主机和探头之间需导线连接引起的移动不方便,操作不方便,且探头在移动和操作的过程中容易摔落等问题。医护人员将膀胱仪放入口袋就能下病房,进手术室或急诊室,操作也极为方便。为了实现主机和探头一体化本发明在仪器的整体设计和器件的选用都做了详细缜密的考虑,选用第四代的FPGA可编程逻辑芯片,体积小,功能全,双NiosII-CPU。在装置中采用两个控制器并行工作,去掉一些接口芯片,使空间变得紧凑。本发明增加了语音录制和播放功能,采用语音输入+患者信息+超声图像+膀胱容积值对患者测量信息进行保存,在超小的手持式膀胱测定仪中还带有触摸屏方便客户输入客户信息;由于装置实现硬件计算图像梯度值,使勾边运算速度得到提升,保证了本装置实现了目前世界上独家采用一边绘制膀胱的边界点,一边进行点积分运算技术进行膀胱容量测定,使计算精度及误判得到最大限度的根本改变。

附图说明

[0077] 图1为本发明膀胱测容装置结构示意图;

[0078] 图2为本发明膀胱测容方法控制流程图;

[0079] 图3为本发明Sobel边缘检测算法框图;

[0080] 图4为本发明NiosII的SOPC Builder构建双核示意图;

[0081] 图5为本发明NiosII-CPU1(快速勾边)和NiosII-CPU2(容积计算)工作流程图;

[0082] 图6为本发明采样点水平梯度和垂直梯度计算示意图;

[0083] 图7为本发明超声切面采样示意;

[0084] 图8为本发明一幅图像的3X3区域(Z是灰度值)和Sobel算子示意图;

[0085] 图9为本发明改进的图像边缘增强框图;

[0086] 图10为本发明梯度查询表计算框图;

[0087] 图11为本发明膀胱右侧曲线划分段示意图;

[0088] 图12为本发明每段曲线由点 $p_0p_1p_2\cdots p_n$ 组成示意图;

[0089] 图13为本发明每段曲线的每个点对应的一个面的积分示意图;

[0090] 图14为现有的大橘瓣算法中心轴偏离但还在膀胱切面内误差示意图;

[0091] 图15A及图15B为现有3D成像算法中心轴偏离到膀胱切面外误差示意图;

[0092] 图16为本发明中上置步进电机和下置步进电机取12幅图像驱动脉冲波形图;

[0093] 图17为本发明中上置步进电机正转驱动脉冲波形图;

[0094] 图18为本发明中上置步进电机反转驱动脉冲波形图。

具体实施方式

[0095] 为了对本发明的技术特征、目的和效果有更加清楚的理解,下面结合说明书附图对本发明作进一步阐述。

[0096] 较佳的实施例中,如图1所示,本发明膀胱测容装置为手持式(探头和主机为一体)的设备,包括FPGA芯片(该芯片中包括FPGA主控制处理器、超声成像、图像处理及梯度计算处理器、NiosII-CPU1、NiosII-CPU2)、ARM处理器、探头发射电路以及探头驱动电路、帧存储器、图像存储器、显存和内存、探头接收电路包括接收前置放大电路和A/D转换电路。该FPGA主控制处理器在芯片内部和超声成像、图像处理及梯度计算处理器连接;该探头的信号经探头接收电路与超声成像、图像处理及梯度计算处理器相连;该FPGA主控制处理器的控制信号输出端还分别接有探头发射电路和探头驱动电路、探头接收电路;探头接收电路包括信号前置放大电路和A/D转换电路,信号前置放大电路接有探头,信号前置放大电路的输出端接至A/D转换电路的模拟量输入端,A/D转换电路的数字量输出端与超声成像、图像处理及梯度计算处理器的输入端相连,该FPGA主控制处理器的控制信号还分别接有帧存储器、图像存储器、显存和内存、ARM处理器、SD卡接口电路及SD卡、蓝牙接口电路。超声成像、图像处理及梯度计算处理器接有帧存储器、图像存储器、显存和内存;超声信息首先由超声成像、图像处理及梯度计算处理器收到A/D转换电路输出的超声数字信号后进行图像处理和数字扫描变换形成一幅完整的超声图像以及进行梯度计算的图像梯度数据一并存入到FPGA内部存储器中,同时完整的超声图像还要存储到帧存储器、图像存储器、显存和内存中。FPGA内部存储器中存储的超声图像以及图像梯度数据是给NiosII-CPU1、NiosII-CPU2双核处理器进行沟通确定及容积计算用。该NiosII-CPU1、NiosII-CPU2双核处理器接收到超声成像、图像处理及梯度计算处理器送出的超声图像矩阵和图像梯度矩阵和容积计算请求的数据流信息后,该双核处理器NiosII-CPU1在对膀胱图像进行快速勾边运算处理后,将勾边数据和膀胱扫描截面图像边界分段点的关键数据送至内部SDRAM内存中,然后NiosII-CPU2读取内部SDRAM数据后对数据进行点积分,当12幅图像计算完成后合成容积值,将容积值发送给内部SDRAM,NiosII-CPU1取出容积值并显示。FPGA主控制处理器的控制信号连接的图像存储器是FPGA控制处理器和ARM处理器通讯需要存放的患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等信息。FPGA主控制处理器的控制信号连接的显存和内存是存储显示器需要显示的患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等。图像存储器、显存和内存中的图像信息写入由超声成像、图像处理及梯度计算处理器写入,读出由FPGA主控制处理器控制。

[0097] ARM处理器(辅助控制器)和SD卡、wifi模块、电源管理、USB接口、时间管理、语音芯片连接;ARM处理器通过串口和并口和FPGA控制处理器连接。ARM处理器和FPGA控制处理器之间的命令是通过串口(UART)进行通讯,ARM处理器接收到FPGA控制处理器(主控制器)通过发来的相应控制信号;ARM处理器控制时间管理信息和电源管理信息通过串口(UART)送到FPGA控制处理器进行显示;ARM处理器控制USB接口将信息上传上位机;ARM处理器控制语音芯片录制并将录制的信息存储到SD卡中或播放;ARM处理器控制将FPGA主控制处理器并口送来的患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等存入到SD卡中;;ARM处理器控制将FPGA控制处理器并口送来的或者是SD卡中的患者的个人信息、图像信息、测量结果

以及图标信息等通过wifi模块发送到手机或电脑上。

[0098] 本发明装置还具有液晶屏驱动,该FPGA控制处理器送出显示屏显示的数据信息经液晶屏驱动电路送到液晶屏显示。

[0099] 本发明装置还具有电源接口板,锂电池通过该接口板给整机提供电源能量。

[0100] 本发明装置还具有电源开关板,该板装有电源开关按键控制电源接口板是否接通整机电源,另外该板还装有wifi模块。

[0101] 本发明装置还具有探头驱动板,控制探头的马达旋转。

[0102] 本发明装置FPGA控制处理器还接有按键模块、触摸屏、蓝牙模块。按键模块装有按键,作为人机对话的一部分;触摸屏作为输入患者信息媒介,也是人机对话的一部分;通过蓝牙模块无线控制打印机进行打印患者信息及报告。

[0103] 本实施例中,该ARM处理器采用STM32F429芯片,安装在主机的主板M-1 V1.0上。FPGA芯片(该芯片中包括FPGA控制处理器、超声成像、图像处理及梯度计算处理器、NiosII-CPU1、NiosII-CPU2)采用ALTERA公司大容量、低功耗的FPGA可编程逻辑器件,也安装在主机的主板M-1 V1.0上。蓝牙模块、语音芯片、电源管理、时间管理、SD卡、按键模块、探头接收前置放大器、高速A/D转换电路、帧存储器、图像存储器、显存和内存安装在主板M-1 V 1.0上。USB输出接口、外接电源接口装在主板M-1 V 1.0上。电源开关按键和Wifi板装在M-1-F 02A上。探头驱动安装在M-1-F 01A板上。主板M-1 V 1.0、探头驱动板M-1-F 01A、电源开关板M-1-F 02A、电池接口板M-1-F03A、探头、显示屏、触摸屏、锂电池设置在主机壳内。锂电池装在主机的让手柄上,主机的上端装有一显示屏及触摸屏,主板装在中间部位,显示屏和主板之间装有一塑料隔板,探头安装在主机的下端。

[0104] 该FPGA芯片实现的功能为:FPGA主控制处理器(主控制器);超声成像、图像处理以及梯度计算处理;NiosII-CPU1、NiosII-CPU2(勾边、容积计算)。ARM处理器(辅助控制器)实现的功能为:患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息图像存储;语音芯片录制并将录制的信息存储到SD卡中或播放;时间管理信息和电源管理信息通过串口(UART)送到FPGA控制处理器进行显示;通过wifi模块将患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息发送到手机或电脑上;通过USB接口将患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息上传上位机。

[0105] 该主控制器(FPGA主控制处理器)具有以下功能:

[0106] 1) 整机控制管理功能(指挥系统协调工作):接收触摸屏按键请求,并根据不同的按键请求产生各种状态所需的控制信号。

[0107] 2) 探头扫描控制管理功能:根据FPGA主控制处理器发出的控制指令,产生探头的驱动信号使探头的上置电机进行120度扫描、下置电机进行180度旋转。

[0108] 3) 超声信号发射接收控制管理功能:根据FPGA主控制处理器发出的控制指令,向探头发出发射信号,同时控制接收反射回的超声信号进行放大及A/D转换。

[0109] 4) 获取B超图像功能:根据FPGA主控制处理器接到探头扫描开关第一次请求,发出预扫描控制信号使探头的从电机带动晶体作120度的扫描摆动,控制处理器接到探头扫描开关第二次请求,每旋转15度从电机扫描120度,由此获取B超图像。

[0110] 5) 超声成像、图像处理及梯度计算处理管理功能:

[0111] 5.1) 超声成像、图像处理功能:根据FPGA主控制处理器发出的控制指令,图像处理

器将超声扫描方式获取的信息转换成显示扫描方式的信息(即将信息进行数字扫描变换),然后将每帧图像存储在帧存储器中。同时将A/D转换的超声数字信息进行一系列处理,达到膀胱扫描仪超声图像质量的要求。

[0112] 5.2) 梯度计算处理功能:根据FPGA主控制处理器发出的控制指令,梯度计算处理器进行图像梯度计算,形成整幅图像对应的梯度矩阵满足快速膀胱勾边计算要求。

[0113] 6) NiosII-CPU1处理器(快速勾边)功能:根据FPGA主控制处理器发出的控制指令,NiosII-CPU1根据图像的梯度值,可对膀胱图像进行快速勾边运算,同时得到膀胱的边界数据和膀胱边界分段点的关键数据。NiosII-CPU1还将得到膀胱的边界数据和膀胱边界分段点的关键数据送至内部SDRAM内存中,供容积计算用,同时NiosII-CPU1还取出存储在内部SDRAM中的容积值送显存显示。

[0114] 7) NiosII-CPU2处理器(容积计算)功能:根据FPGA主控制处理器发出的控制指令,根据膀胱扫描截面的勾边数据和膀胱扫描截面图像边界分段点的关键数据一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法计算膀胱容积:

[0115] 7.1) 首先,根据膀胱边界分段关键点将膀胱右侧曲线划分为L1、L2、L3、L4、L5。

[0116] 7.2) 分别计算每一段曲线的积分值中的一个面的积分制,其中每个点对应的面积值为 $S_{j1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} \tan 15^\circ * i$,其中 $\tan 15^\circ * i$ 为每根线段的长度,相加即为面积值。

[0117] 7.3) 将每段的所有点对应的面积值相加即为L1段对应的体积值, $V_{L1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} S_{j1}$ 。同样的方法得到 V_{L2} 、 V_{L3} 、 V_{L4} 、 V_{L5} 。再根据分段关键点对体积值进行正负判断(在中心轴最低点A点以下,若曲线为下降趋势为负,上升趋势为正。在最高点B点以上上升趋势为负,下降趋势为正,AB之间趋势为正),则图像右侧体积值 $V_{1右} = -V_{L1} + V_{L2} + V_{L3} + V_{L4} - V_{L5}$ 。同理再算出图像左侧容积值 $V_{1左}$,则第一幅图像对应的容积值为 $V1 = V_{1左} + V_{1右}$ 。

[0118] 7.4) 计算12个面组合起来的立体体积(即膀胱容量)公式为 $V = (\sum_{k=1}^{k \leq 12} (V_{k右} + V_{k左})) * index$,其中index为膀胱截面实际尺寸和图像尺寸的比例。

[0119] 该辅助控制器(ARM处理器)具有以下功能:

[0120] 1) ARM处理器通过串口和并口和FPGA主控制处理器连接。ARM处理器和FPGA主控制处理器之间的命令是通过串口(UART)进行通讯。

[0121] 2) ARM处理器接收到FPGA主控制处理器(主控制器)发来的相应控制信号:ARM处理器控制时间管理信息和电源管理信息通过串口(UART)送到FPGA控制处理器进行存储显示。

[0122] 3) ARM处理器接收到FPGA主控制处理器(主控制器)发来的相应控制信号:ARM处理器控制USB接口将信息上传上位机。

[0123] 4) ARM处理器接收到FPGA主控制处理器(主控制器)发来的相应控制信号:ARM处理器控制语音芯片录制并将录制的信息存储到SD卡中或播放;

[0124] 5) ARM处理器控制将FPGA主控制处理器并口送来的患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等存入到SD卡中。

[0125] 6) ARM处理器控制将FPGA主控制处理器并口送来的或者是SD卡中的患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等通过wifi模块实时发送到手机或电脑上。

[0126] 信息存储管理功能:根据辅助ARM处理器发出的控制指令,可将患者姓名、编号、年龄、性别、扫描时间、膀胱尿量体积值、12幅B超膀胱图像进行永久存储,存储在SD卡中。也可以将大量的存储在存储器中的患者姓名、编号、年龄、性别、扫描时间、膀胱尿量体积值、12幅B超膀胱图像参数读出。

[0127] wifi无线传送及控制功能:根据手机APP发出的无线传送请求,ARM处理器发出连接控制指令,即手机和主机就能进行实时无线通信,另外,根据主机需无线上传电脑请求,ARM处理器发出上传控制指令,即主机的患者信息wifi无线传送至上位机上。

[0128] 下面就其各部件的功能做一说明。

[0129] FPGA主控制处理器(主控制处理器):

[0130] 根据触摸屏上的不同按键的请求和按键模块的请求功能,FPGA主控制处理器发出不同的指令控制不同的部件协调工作:

[0131] 发出指令,控制整机协调有序的工作(产生相应的控制信号);

[0132] 发出指令,和ARM处理器进行通信,指挥ARM处理器控制相应部件有序协调工作;

[0133] 发出指令,通过蓝牙模块无线控制打印机进行打印患者信息、B超声图像、膀胱容积计算结果及报告。

[0134] 发出指令,产生探头的驱动信号使探头进行扫描;

[0135] 发出指令,指示发射超声信号和接收超声信号并将其放大后进行A/D转换,变换成数字信号送超声成像、图像处理器及超声成像系统;

[0136] 发出指令,指示超声成像、图像处理及梯度计算处理接收超声数字信号并进行数字扫描变换,图像信号处理,图像梯度运算,并将图像信息存储于帧存储器、图像存储器、显存和内存中,同时将数字超声图像及图像梯度值送NiosII-CPU1处理器和NiosII-CPU2处理器进行快速勾边及容积计算;

[0137] 发出指令,指示NiosII-CPU1根据图像的梯度值,可对膀胱图像进行快速勾边运算,同时得到膀胱边界分段点的关键数据;

[0138] 发出指令,指示NiosII-CPU2根据勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据进行容积计算;

[0139] 发出指令,控制ARM处理器通过串口接收命令同时控制通过并口将图像存储器中的图像信息经ARM处理器和患者信息一并存SD卡存储器存储;

[0140] 发出指令,控制ARM处理器通过串口接收命令同时控制时间管理信息和电源管理信息通过串口(UART)送到FPGA控制处理器存入显存和内存存储器中;

[0141] 发出指令,读出显存和内存存储器中的图像信息和图表信息(除图像以外的信息同图表信息)送液晶屏显示;

[0142] 主控制处理器接收到按键模块的膀胱扫描指令后,进行膀胱的B超扫描,获取12幅B超图像;

[0143] 主控制处理器根据触摸屏按键的不同请求生成各种不同的图表信息并控制将该信息写入显存和内存和从显存和内存中读出该信息;

[0144] ARM处理器(辅助控制处理器):

[0145] 根据FPGA主控制处理器发出的指令,ARM处理器发出不同的指令控制以下不同的部件协调工作:

- [0146] 发出指令,控制时间管理信息(即当下时间)和电源管理信息(即主机的电源电量)通过串口(UART)送到FPGA主控制处理器;
- [0147] 发出指令,控制语音芯片录制并将录制的信息存储到SD卡中或播放;
- [0148] 发出指令,控制将FPGA主控制处理器并口送来的患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等存入到SD卡中;
- [0149] 发出指令,控制将FPGA主控制处理器并口送来的或者是SD卡中的患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等通过wifi模块实时发送到手机或电脑上;
- [0150] 发出指令,控制USB接口连接外部电脑,将主机患者信息上传到该电脑上(可为上位计算机);
- [0151] 液晶显示屏:FPGA主控制处理器发出的指令,显示屏显示下列信息中的某些信息画面:超声扫描图像,数据库原有的信息回放,选择菜单信息;
- [0152] 触摸屏:接收操作者的按键请求,并把请求信号发送给FPGA主控制处理器,由主控制处理器根据请不同的请求发出不同指令;
- [0153] 探头驱动板:探头驱动板上装有探头驱动电路,根据FPGA主控制处理器指令,产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转;
- [0154] 发射电路:根据FPGA主控制处理器指令,产生与探头固有频率相应的发射脉冲到探头晶片;
- [0155] 接收前置放大电路:根据FPGA主控制处理器指令,接收探头的超声信号,并对所接收的信号进行放大;
- [0156] A/D转换:根据FPGA主控制处理器指令,将放大后的模拟超声信号转换成数字信号送图像处理;
- [0157] 探头:是能量转换装置及扫描形成装置,其将电能转换成机械能,机械能转换成超声能,并对膀胱进行扫描获取超声图像信息;
- [0158] 蓝牙模块:是主机和打印机无线连接的接口电路;
- [0159] 按键模块:是探头扫描请求发出装置;
- [0160] 帧存储器:是超声图像存储及图像处理存储器;
- [0161] 图像存储器:最终处理完成的图像存储在该存储器中,并取出送SD卡存储。
- [0162] 显存和内存:最终处理完成的图像存储在该存储器中,图表信息也存储在该存储器中,液晶显示屏显示的信息在该存储器读取;
- [0163] Wifi模块:根据ARM处理器指令,控制将患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等通过wifi模块实时发送到手机或电脑上;
- [0164] 电源管理:根据ARM处理器指令,通过该部件采集电池电量信息实时监测供主机的电源的电量;
- [0165] 锂电池:提供主机直流供电电源;
- [0166] 电源开关板:电池给主机供电,都要通过此板的电源开关控制,Wifi模块也装在该板上;
- [0167] 电池接口板:电池通过该接口板给主机供电;
- [0168] 时间管理:根据ARM处理器指令,通过该部件实时检测当下时间;
- [0169] 语音芯片:根据ARM处理器指令,控制语音芯片录制或播放;

[0170] SD卡:根据ARM处理器指令,将需保存的信息存入到SD卡中,也可将SD卡的信息读出到控制处理器;

[0171] USB接口:是主机连接外部计算机的端口;

[0172] 上位机:外接电脑可接收有线和无线传送的患者信息;

[0173] 手机:在手机上下载编制的APP软件,就能实现主机和手机的无线实时通讯,就能在手机上控制探头的扫描,回放信息,存储信息,以及实时观察膀胱的B超图像。

[0174] 超声成像、图像处理及梯度计算处理:

[0175] 根据FPGA主控制处理器的指令,接收超声数字信号,按照相应的扫描方式进行数字扫描变换,在数字扫描变换过程中进行超声信号的处理,使之变换成显示的图像信号,同时进行图像梯度计算;

[0176] NiosII-CPU1处理器(快速勾边处理器):

[0177] 根据FPGA主控制处理器的指令,NiosII-CPU1根据图像的梯度值,可对膀胱图像进行快速勾边运算,得到膀胱的边界数据同时得到膀胱边界分段点的关键数据;

[0178] NiosII-CPU2处理器(容积计算处理器):

[0179] 根据FPGA主控制处理器的指令,NiosII-CPU2根据勾边数据和膀胱扫描截面图像边界分段点的关键数据一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法进行容积计算,具体步骤如下:

[0180] 根据膀胱边界分段关键点将膀胱右侧曲线划分为L1、L2、L3、L4、L5。

[0181] 分别计算每一段曲线的积分值中的一个面的积分制,其中每个点对应的面积值为

$$S_{j1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} \tan 15^\circ * i, \text{ 其中 } \tan 15^\circ * i \text{ 为每根线段的长度,相加即为面积值。}$$

[0182] 将每段的所有点对应的面积值相加即为L1段对应的体积值, $V_{L1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} S_{j1}$ 。同样的方法得到 V_{L2} 、 V_{L3} 、 V_{L4} 、 V_{L5} 。再根据分段关键点对体积值进行正负判断(在中心轴最低点A点以下,若曲线为下降趋势为负,上升趋势为正。在最高点B点以上上升趋势为负,下降趋势为正,AB之间趋势为正),则图像右侧体积值 $V_{1右} = -V_{L1} + V_{L2} + V_{L3} + V_{L4} - V_{L5}$ 。同理再算出图像左侧容积值 $V_{1左}$,则第一幅图像对应的容积值为 $V1 = V_{1左} + V_{1右}$ 。

[0183] 计算12个面组合起来的立体体积(即膀胱容量)公式为 $V = (\sum_{k=1}^{k \leq 12} (V_{k右} + V_{k左})) * index$, 其中index为膀胱截面实际尺寸和图像尺寸的比例。

[0184] 如图2所示,本发明膀胱测容实现方法包括以下步骤:

[0185] 整机主控制:根据不同的请求功能,由FPGA主控制处理器发出不同的协调整机工作的系列控制指令和信号,管理整机各部件有序的工作;

[0186] 探头扫描控制:根据FPGA主控制处理器指令,产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转;

[0187] 超声信号发射接收控制:FPGA主控制处理器输出发射脉冲控制信号至探头发射电路和探头接收电路,将接收到的超声电信号进行放大处理后送A/D转换后生成超声数字信号送图像处理器进行处理;

[0188] 超声成像、图像处理及梯度计算处理:根据FPGA主控制处理器的指令,接收超声数

字信号,按照相应的扫描方式进行数字扫描变换,在数字扫描变换过程中进行超声信号的处理,使之变换成显示的图像信号,同时进行图像梯度运算;

[0189] 快速勾边运算处理:根据FPGA主控制处理器的指令,NiosII-CPU1根据图像的梯度值,可对膀胱图像进行快速勾边运算,得到膀胱的边界数据同时得到膀胱边界分段点的关键数据

[0190] 膀胱容积计算处理:根据FPGA主控制处理器的指令,NiosII-CPU2根据勾边数据和膀胱边界分段点的关键数据一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法进行容积计算:

[0191] 本发明方法在实际操作中的具体步骤如下:

[0192] 1) 整机主控制

[0193] FPGA主控制处理器接收触摸屏以及按键模块的不同的按键请求,根据不同的按键请求功能,发出不同的协调整机工作的系列控制指令和信号,管理整机各部件有序的工作。

[0194] 2) 探头扫描控制(由于探头目前是世界独有发明,只能选择此探头,所以探头的驱动是一定的)

[0195] 本实施例采用扇扫式B型超声诊断仪,该种仪器采用机械扇形扫描超声探头,依靠机械传动的方式带动传感器以实现扇形扫描。该扇扫式B型超声诊断仪所采用的是一种采用三相步进电机直接驱动的摆动(带旋转)三维超声探头。探头中有两个步进电机,下置步进电机(主电机)沿纵轴旋转转动 180° ,上置步进电机(从电机)来回摆动 120° 。开始扫描时下置步进电机固定于 $0\sim 180^{\circ}$ 扫描范围的 0° 起始位置时,上置步进电机做 120° 的来回摆动,就取得一幅超声图像。然后下置步进电机转动 15° ,固定,上置步进电机接着转动 120° ,再取得第二幅图像。接下来再让下置步进电机转动 15° ,上置步进电机再扫描,如此往复,直到下置步进电机转动了 180° ,停止。此时一共取得了13幅图像,取其中的12幅参与运算,计算出膀胱的容积。上置步进电机控制驱动探头中的压电晶片来回摆动 120° ,压电晶片在摆动的同时发射超声波束形成超声扫描。此超声波在人体内通过组织界面时产生反射或散射波,根据其返回的时间可以对此组织器官进行定位,根据其强度可以检测组织的特性,发射一个脉冲只能获取组织的某一平面上的一根信息。要想获得二维的平面组织图像,最少需发射128次,然后将这个依次发射并接收到的图像在显示屏上显示,显示的图像是将接收来的声束信号强度作灰度调制,就得到了一幅与实际切面相同的平面图像。

[0196] 上置步进电机和下置步进电机的取12幅图像驱动脉冲波形图如图16和17所示,图16为本发明中上置步进电机和下置步进电机取12幅图像驱动脉冲波形图;图17为本发明中上置步进电机正转驱动脉冲波形图;图18为本发明中上置步进电机反转驱动脉冲波形图。

[0197] 3) 超声信号发射接收控制

[0198] 探头的发射是根据探头本身的固有频率,由FPGA主控制处理器产生相应脉宽的发射脉冲输出到探头发射电路,发射电路将发射脉冲作相应的放大后送到探头晶片,探头晶片实际上就是一个能量转换装置,发射是将发射脉冲(电能)转换成机械能然后又转换成超声能,接收是将超声能转换成机械能然后又转换成电能,信号的接收就是超声前置放大电路将接收到换能器传送来的超声电信号进行放大处理后送A/D转换电路转换成超声数字信号送图像处理器进行处理。发射脉冲由可编程逻辑控制器件FPGA控制处理器给出,送发射驱动UCC37323芯片输入端,该芯片的输出端送功率场效应管进行功率放大后送探头晶片进行发射,探头发射电路由发射驱动芯片和场效应管等器件组成,探头接收电路由前置放大

器与A/D转换电路组成,并由可编程逻辑控制器件FPGA主控制处理器给出控制脉冲。

[0199] 4) 超声成像、图像处理及梯度计算处理

[0200] 超声成像、图像处理:将接收到的数字超声信号进行数字扫描变换,在实践中,由于发射的扫描成像方式和TFT的扫描成像显示方向不一样,且成像速度也不一样,为了实现二维切面的实时成像,在图像处理及梯度计算处理中设计了一个数字扫描变换器(DSC)来实现超声发射扫描制式变换成TFT(显示)扫描制式。我们知道超声的扫描方式主要分为线阵和扇形方式,线阵扫描方式的DSC原理较简单,其探头中的阵元按顺序发射和接收超声回波。这些超声扫描线对应图像存储器的列地址,每条扫描线上的样本点对应图像存储器的行地址,采样值按列依次写入图像存储器的行地址,显示时按行依次从存储器中读出数据。由于我们采用的是扇形扫描方式,因此,扇形扫描方式的DSC较复杂,需要进行坐标转换,一般都采用将扇形的极坐标通过计算变换成直角坐标,回波信息按照给出的直角坐标地址写入一个与显示像素一一对应的图像存储器中,显示时按行依次从存储器中读出数据。这种方式虽然简单,但占用的存储资源较大,对图像后处理有很大的局限性,最关键的是采用这种运算方式得到的样本点的存储地址,就存在着精度问题,因此插补很难实现高精度的插补,直接影响图像质量。在我们的装置中,采用变角发射,变频采样的坐标变换方式,即在每条扫描线的采样存储的过程中完成了垂直方向上的坐标变换,每条线的采样频率都不同。按行依次从存储器中读出数据过程中完成水平方向上的坐标变换,采用这种方式的最大好处是保留了全部的回波数据,使得数据插补环节能获得较高精度。图像质量得到了很大的改善,但要求处理速度快,我们采用可编程逻辑器件FPGA实现变角发射,变频采样的坐标变换方式。DSC还有一个很重要的功能就是要进行一些数字图像处理、补偿处理。例如:图像信号的平均、增强、相关、伽玛校正、数字放大、检波、对数压缩、图像信息的平滑插值、信号的带通等等一系列的处理都是在DSC中完成的,最终将图像显示在屏幕上。

[0201] 梯度计算处理:发明用硬件实现梯度计算是在DSC中完成的,梯度计算首先将第一根采样线和最后一根采样线对图像边缘增强意义不大,我们将其梯度设置为0。采样线的第一个采样点和最后一个采样点对图像边缘增强意义不大,我们也将其梯度设置为0。因而,我们实现梯度计算过程中,首先保存2根采样线的数据,待第3根采样线开始采样时,从第3个采样点开始,我们可以计算出第2根线第2个采样点的水平梯度和垂直梯度。以此类推。第一根采样线和最后一根采样线对最后整体图像梯度不大,我们将其梯度设置为0。具体实现水平梯度计算和垂直梯度计算如图6所示。获得水平梯度和垂直梯度后,我们需要进行平方和开平方运算,平方和开平方运算非常消耗时间,FPGA实现的好处在于我们可以通过查询表即可获得计算结果,几乎没有延迟,大大减少了软件实现的时间。求出图像每一个采样点的水平和垂直梯度值,具体实现步骤:

[0202] 1. 求梯度矩阵:一帧超声原始图像纵向采样400个点,横向采样201根线,如图7所示,我们得到一个大小为400*201的原始超声数据矩阵。假设(水平方向)第y根发射线上(垂直方向)第x个点的采样值为 $z_{(x,y)}$,采用如图8所示的Sobel算子作为x方向(垂直方向)梯度算子和y方向(水平方向)梯度算子。当采用Sobel算子对400*201区域做梯度计算时,可得标记为 $z_{(x,y)}$ 的采样点x方向梯度 G_x 和y方向的梯度 G_y 分量分别为:

$$[0203] \quad G_x = (z_{(x+1,y-1)} + 2 * z_{(x+1,y)} + z_{(x+1,y+1)}) - (z_{(x-1,y-1)} + 2 * z_{(x-1,y)} + z_{(x-1,y+1)})$$

$$[0204] \quad G_y = (z_{(x-1,y+1)} + 2 * z_{(x,y+1)} + z_{(x+1,y+1)}) - (z_{(x-1,y-1)} + 2 * z_{(x,y-1)} + z_{(x+1,y-1)})$$

[0205] 标记为 $z_{(x,y)}$ 的采样点的梯度的计算公式为 $\nabla f_{(x,y)} = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$ 。

[0206] 2. 在门限处理时, 采用基本全局门限: 当某像素点 (x,y) 的梯度值 $\nabla f_{(x,y)}$ 大于或等于设定的门限 T 时, 规定该点的灰度值为255, 反之则为0。即:

$$[0207] \quad g(x,y) = \begin{cases} 255 & \nabla f(x,y) \geq T \\ 0 & \nabla f(x,y) < T \end{cases}$$

[0208] 一帧图像采样完毕后, 我们就可以得到 400×201 的超声数据矩阵和 400×201 的梯度数据矩阵。图像数据和梯度数据经过硬件插值处理出来后, 我们可以获得一帧超声图像数据矩阵 400×500 和图像梯度数据矩阵 400×500 。如图9所示。

[0209] 由上述公式可知, 求一个采样点的梯度值只需要进行4次移位运算, 8次加法, 2次减法运算, 2次平方运算, 1次开平方运算。对于FPGA来说, 加减运算速度非常快, 平方运算和开平方运算可以采用查表法实现, 如图10所示。因为在计算速度上比软件实现更快。由于我们是在成像前的数据进行边缘增强, 计算量减少得更多, 因而实现的速度更快。

[0210] 超声成像、图像处理及梯度计算处理还将处理后的图像信息存储于帧存储器、图像存储器、显存和内存中。

[0211] 5) 快速勾边运算、膀胱容积计算

[0212] 快速勾边运算: NiosII-CPU1处理器根据图像的梯度矩阵, 从一幅图像的中心扫描线开始, 由下往上判断膀胱的边界点: 由下往上找到梯度的最大值后连续出现5个梯度的最小值, 此梯度的最大值就是膀胱的最下壁, 相反, 梯度值连续都是最小值后连续出现5个最大梯度值时, 该梯度最小值变最大值就是膀胱的上壁, 按照同样的方法, 往左或往右找出整个膀胱图像的边界值 (即膀胱壁)。完成了膀胱壁 (勾边) 运算后, 判断膀胱壁的X和Y方向的坐标变换转折点, 坐标无论由小变大或由大变小的转折点 (即为膀胱边界分段点的关键数据), NiosII-CPU1处理器还将得到膀胱的边界数据和膀胱边界分段点的关键数据送至内部SDRAM内存中保存。

[0213] 6) 膀胱容积计算: NiosII-CPU2处理器根据膀胱的边界数据和膀胱边界分段点的关键数据按照一边绘制边界点, 一边进行点积分运算方法计算膀胱容积:

[0214] 1. 首先, 根据膀胱边界分段关键点将膀胱右侧曲线划分为 L_1 、 L_2 、 L_3 、 L_4 、 L_5 。如图11所示。

[0215] 2. 分别计算每一段曲线的积分值中的一个面的积分制, 现以 L_1 段为例, L_1 曲线由点 $p_0 p_1 p_2 \cdots p_n$ 组成 (如图12所示), 其中每个点对应的面积值为 $S_{j1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} \tan 15^\circ * i$ (如图13所示), 其中 $\tan 15^\circ * i$ 为每根线段的长度, 相加即为面积值。

[0216] 3. 将 L_1 段的所有点对应的面积值相加即为 L_1 段对应的体积值, $V_{L1} = \sum_{i=1}^{i \leq n} S_{j1}$ 。同样的方法得到 V_{L2} 、 V_{L3} 、 V_{L4} 、 V_{L5} 。再根据分段关键点对体积值进行正负判断 (见图11) (在中心轴最低点A点以下, 若曲线为下降趋势为负, 上升趋势为正。在最高点B点以上上升趋势为负, 下降趋势为正, AB之间趋势为正), 则图像右侧体积值 $V_{1右} = -V_{L1} + V_{L2} + V_{L3} + V_{L4} - V_{L5}$ 。同理再算出图像左侧容积值 $V_{1左}$, 则第一幅图像对应的容积值为 $V_1 = V_{1左} + V_{1右}$ 。

[0217] 4. 计算12个面组合起来的立体体积(即膀胱容量)公式为 $V = (\sum_{k=1}^{k \leq 12} (V_{k_{右}} + V_{k_{左}})) * index$,

其中index为膀胱截面实际尺寸和图像尺寸的比例。

[0218] 此发明使膀胱容积测量不仅突破了单一形状数学模型,也解决了瓣式叠加测容仪中心轴偏移引起的容积多算的问题,还解决了通过3D成像按超声深度叠加测容仪中心轴出现在切面面积外部引起的容积多算的问题,从而根本保证膀胱容积值的测量精度。

[0219] 为了实现一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法计算膀胱容积,本装置发明了用硬件实现Sobel算法,求出了对应图像的每一个像素点的梯度矩阵(以前都是用软件实现),加快膀胱容积计算速度,与此配套,FPGA采用双核CPU处理器,其中一个CPU只负责点积分运算计算膀胱容积,因为一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法计算膀胱容积它需要将膀胱内的每一个像素点按照点积分为体积(即容积),并且还要保证容积计算的速度,为了满足并保证算法的实施,本发明采用了以FPGA控制器为主控制和计算,以ARM7处理器为辅的控制模式,实现了三个CPU同时协调工作,使得整机的控制能力、运行能力、可靠性都得到了决定性的提高,特别是计算速度能够满足一边绘制边界点,一边进行点积分运算方法计算膀胱容积,使计算精度及误测误判得到最大限度的根本改变。

[0220] 本发明方法还可包括:

[0221] 7) ARM处理器

[0222] ARM处理器接收到FPGA主控制器发来的命令后,ARM处理器发出不同的指令控制以下不同的部件协调工作

[0223] 控制时间管理信息(即当下时间)和电源管理信息(即主机的电源电量)通过串口(UART)送到FPGA控制处理器。

[0224] 控制语音芯片录制并将录制的信息存储到SD卡中或播放。

[0225] 控制将FPGA主控制处理器并口送来的患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等存入到SD卡中。

[0226] 控制将FPGA主控制处理器并口送来的或者是SD卡中的患者的个人信息、图像信息、测量结果以及图标信息等通过wifi模块实时发送到手机或电脑上。

[0227] 控制USB接口连接外部电脑,将主机患者信息上传到该电脑上(可为上位计算机);

[0228] ARM处理器即和FPGA主控制器保持通讯协调又独立控制完成以上工作,装置中的三个CPU处理器做到了叠加并行工作。

[0229] 8) 信息存储控制

[0230] FPGA主控制处理器通过串口发出指令,ARM处理器通过串口接收命令同时通过并口接收FPGA主控制处理器送出的患者姓名、编号、年龄、性别、扫描时间、膀胱尿量体积值、12幅B超膀胱图像一并存SD卡存储器存储。

[0231] 同时,ARM处理器控制录制的语音信息也可存SD卡存储器存储。

[0232] 本发明方法还可包括:

[0233] 9) 信息wifi无线传送和手机APP软件

[0234] 将膀胱扫描信息实时传送到手机等移动终端上(就是将测量结果;实时扫描图像;扫描投影;报警;患者信息可传送至手机等移动终端上),同时手机还可以控制膀胱仪进行扫描(医护人员还可以通过手机控制膀胱测容仪进行扫描获取实时扫描图像以及膀胱容量

信息等),实现仪器和移动终端的通讯与对话。在手机上实现对接收的信息进行管理(如查看实时扫描的膀胱B超图像以及12副图像的扫描投影及存储)。同时通过手机等移动终端将患者的基本信息与扫描的实时图像信息实时、快速上传至互联网平台。患者除了获得远程的康复治疗指导外,医生可根据跟踪的实时扫描图像及信息进行远程膀胱疾病的诊断。本发明的无线传送技术和以往的无线传送技术最大的不同是是传说的速度得到了根本的提高,以前采用的是蓝牙传送技术,这种传送方法采用串口进行数据传送,速度很慢,静止的二维B超图像的传送都实行不了,更不用说实时的二维B超图像,蓝牙传送只能满足一般的简单数据的传送,因此,要解决实时图像的传送,发明了装置中采用wifi传送技术,解决了图像扫描的实时传送,使远程膀胱疾病诊断赋予了实质意义。

[0235] 本发明方法还可包括:

[0236] 10) 主机探头一体化

[0237] 为了实现主机和探头一体化本发明采用硬件和软件相结合的设计方法,在仪器的整体设计和器件的选用都做了详细缜密的考虑,选用第四代的FPGA可编程逻辑芯片,该芯片体积小,功能全,双核CPU。在装置中采用FPGA控制处理器和ARM处理器这两个控制器并行工作,去掉一些接口芯片,使空间变得紧凑。该装置体积小,重量轻,方便携带,方便移动,不需推车。医护人员将膀胱仪放入口袋就能下病房,进手术室或急诊室,操作也极为方便。本发明增加了语音录制和播放功能,采用语音输入+患者信息+超声图像+膀胱容积值对患者测量信息进行保存,在超小的手持式膀胱测定仪中还带有触摸屏方便客户输入客户信息;由于装置采用硬件计算图像梯度值,使勾边运算速度得到提升,保证了本装置实现了目前世界上独家采用一边绘制膀胱的边界点,一边进行点积分运算技术进行膀胱容量测定,使计算精度及误测误判得到最大限度的根本改变。

[0238] 以上所述仅为本发明示意性的具体实施方式,并非用以限定本发明的范围。任何本领域的技术人员,在不脱离本发明的构思和原则的前提下所作出的等同变化与修改,均应属于本发明保护的范围。

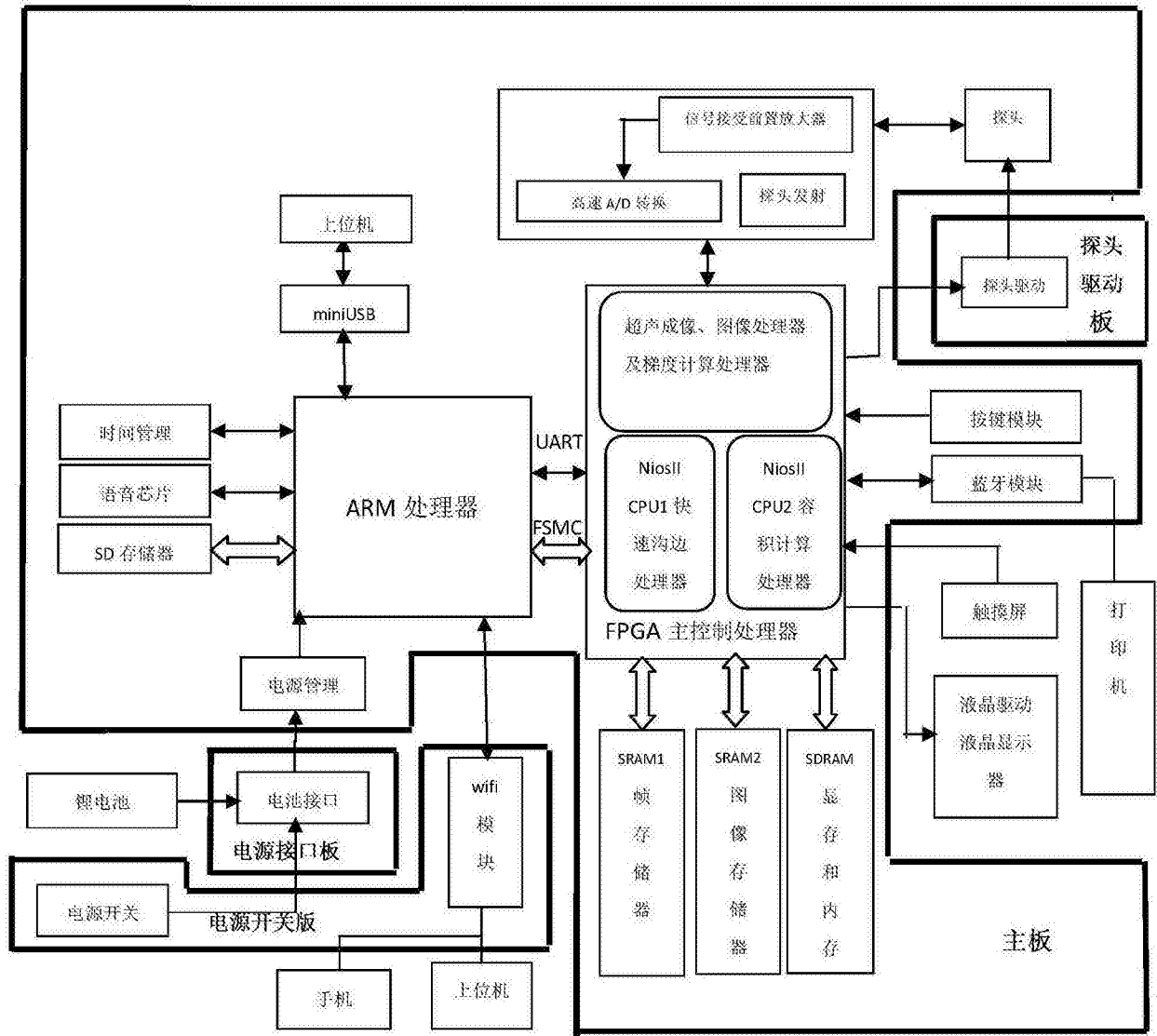


图1

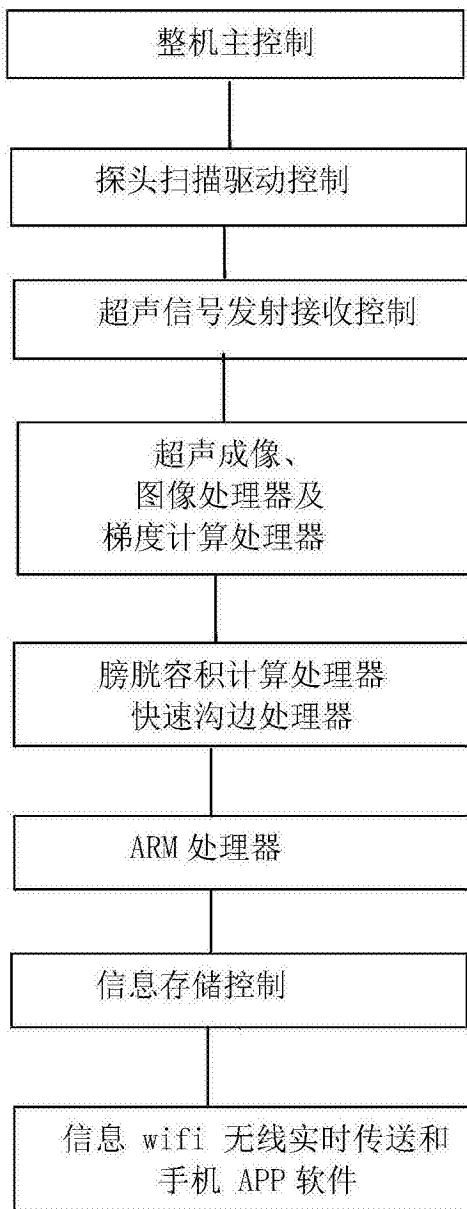


图2

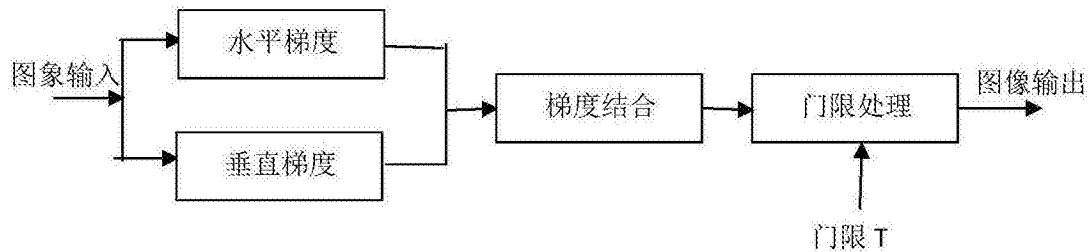


图3

Use	Connections	Name	Description	Clock	Base	End	IRQ	Tags
☒		☐ CPU1	Power Processor	[clk]				
		instruction_master	Avion Memory Mapped Master	clk_0				
		data_master	Avion Memory Mapped Master	clk_0				
		jtag_debug_module	Avion Memory Mapped Slave	clk_0	0x04041000	0x040417ff		
☒		☐ timer1	Interval Timer	clk_0				
		s1	Avion Memory Mapped Slave	clk_0	0x00001020	0x0000102f		
☒		☐ CPU2	Power Processor	clk_0				
		instruction_master	Avion Memory Mapped Master	clk_0				
		data_master	Avion Memory Mapped Master	clk_0				
		jtag_debug_module	Avion Memory Mapped Slave	clk_0	0x00001800	0x000018ff		
☒		☐ timer2	Interval Timer	clk_0				
		s1	Avion Memory Mapped Slave	clk_0	0x00001040	0x0000105f		
☒		☐ mutex	Mutex	clk_0				
		s1	Avion Memory Mapped Slave	clk_0	0x00001000	0x0000100f		
☒		☐ sdram	SDRAM Controller	clk_0				
		s1	Avion Memory Mapped Slave	clk_0	0x02000000	0x02ffffff		
☒		☐ EPCS	EPCS Serial Flash Controller	clk_0				
		epcs_control_port	Avion Memory Mapped Slave	clk_0	0x00000800	0x000008ff		
☒		☐ jtag_uart	JTAG UART	clk_0				
		avion_jtag_slave	Avion Memory Mapped Slave	clk_0	0x00001008	0x0000100f		
☒		☐ control_slave	Avion Memory Mapped Slave	clk_0	0x00001010	0x0000101f		

图4

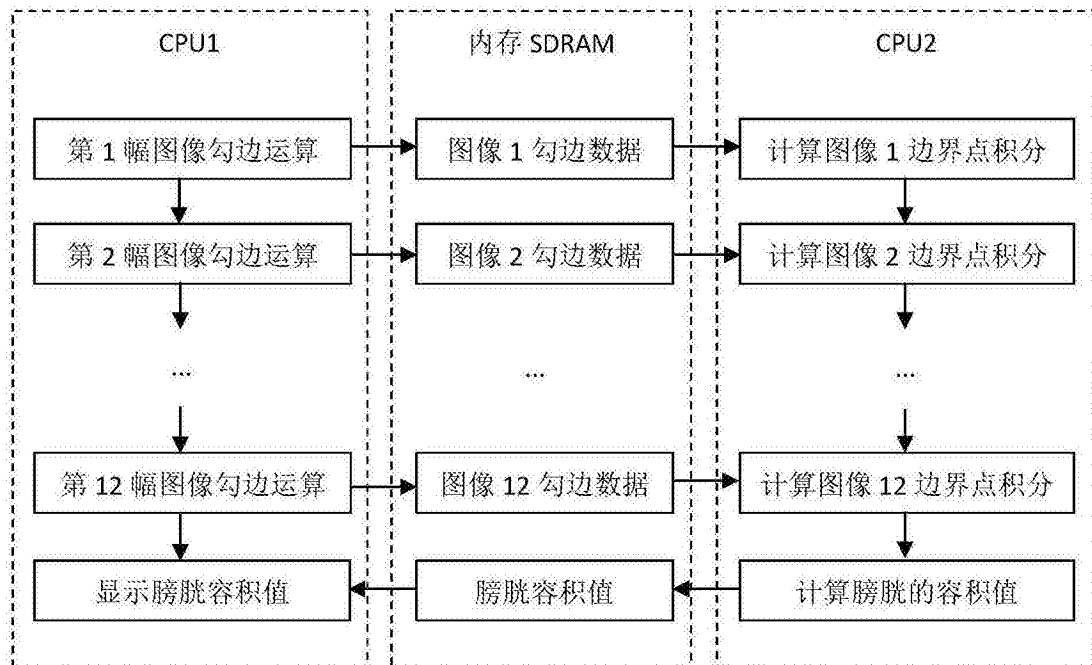


图5

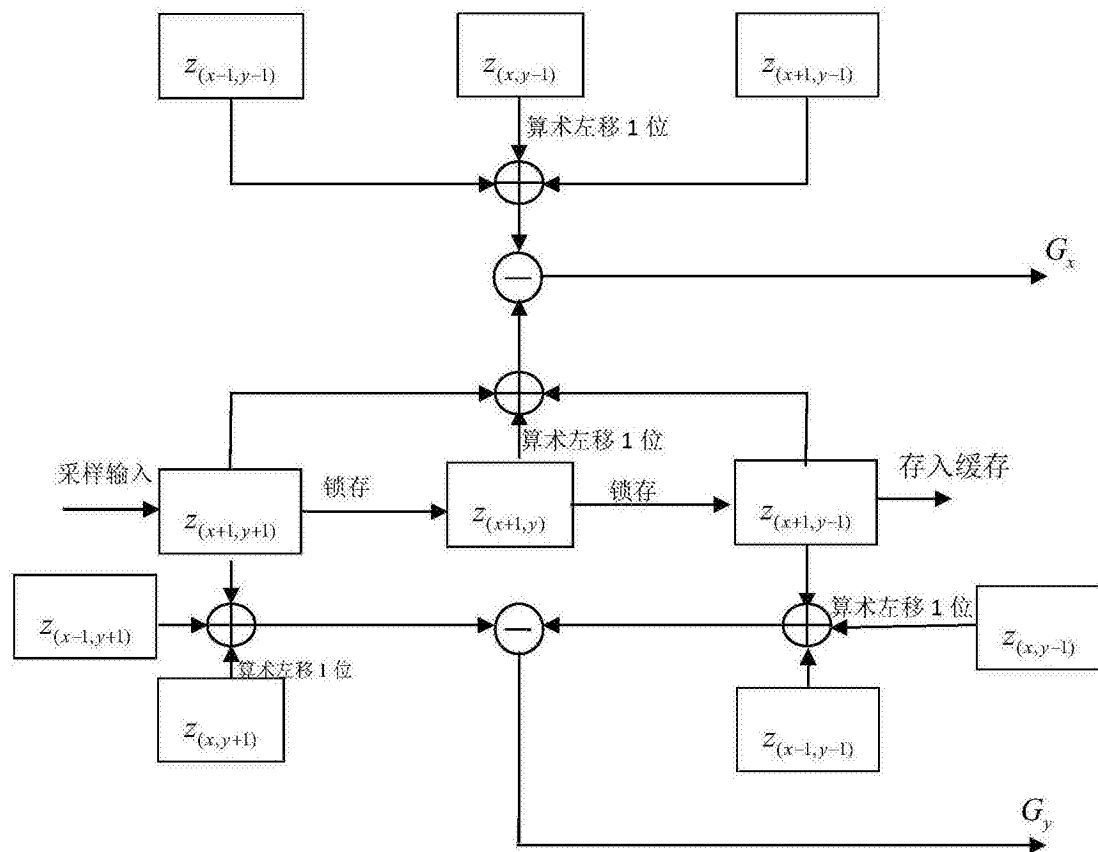


图6

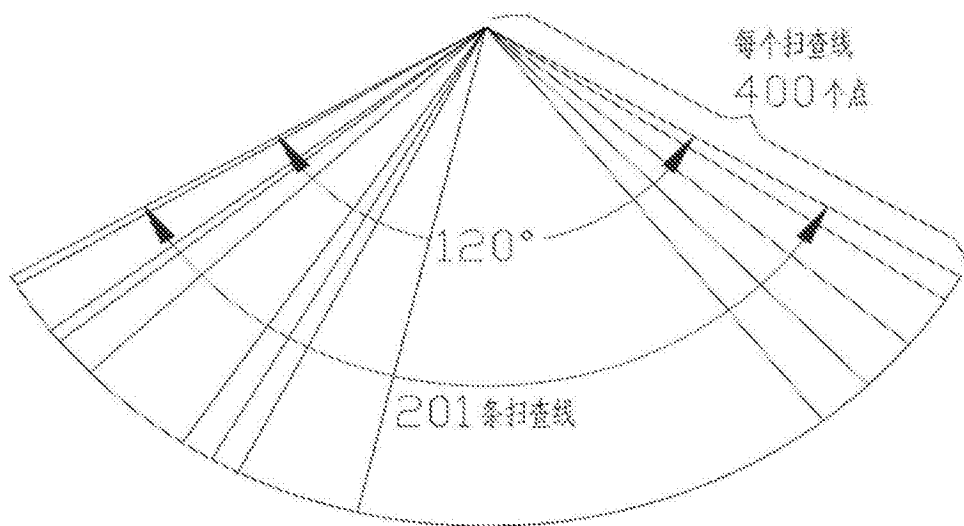


图7

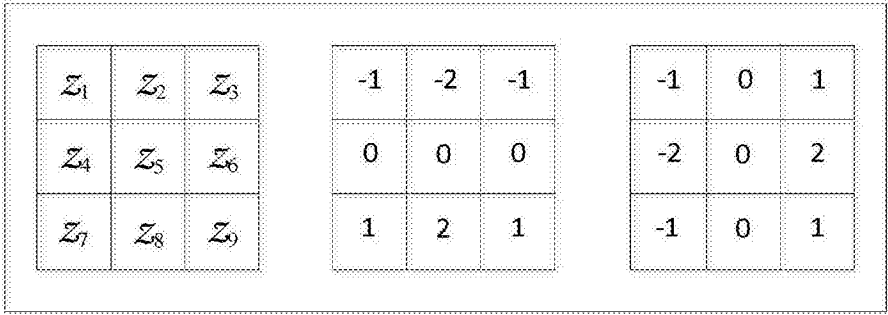


图8

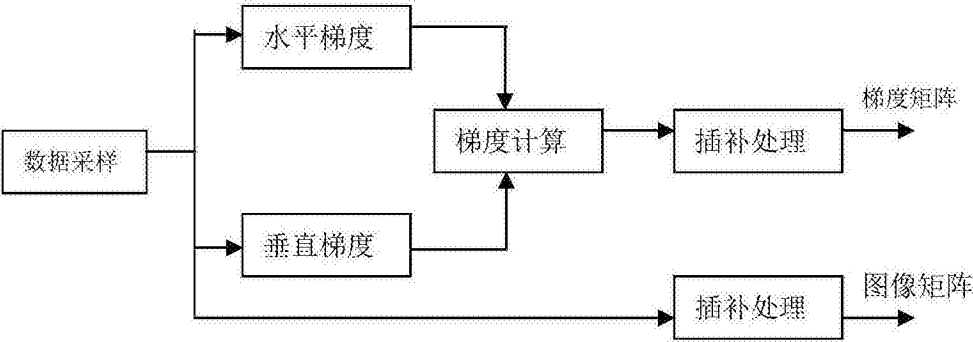


图9

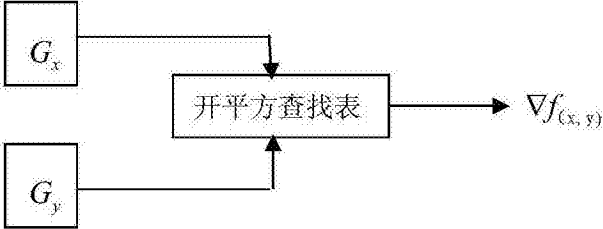


图10

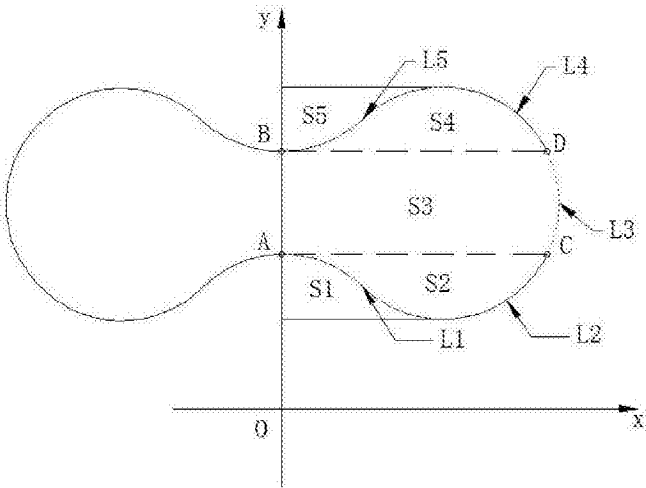


图11

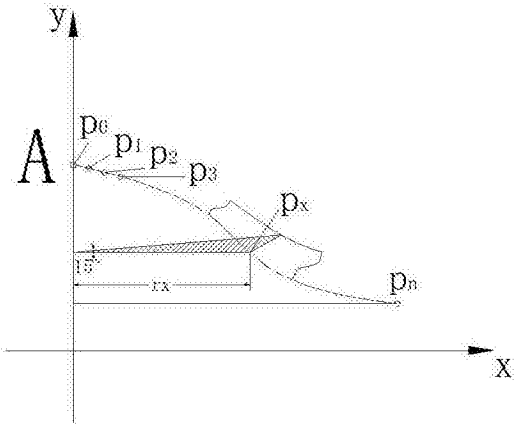


图12

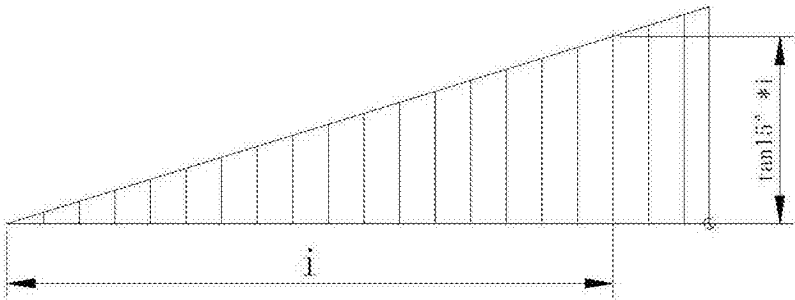


图13

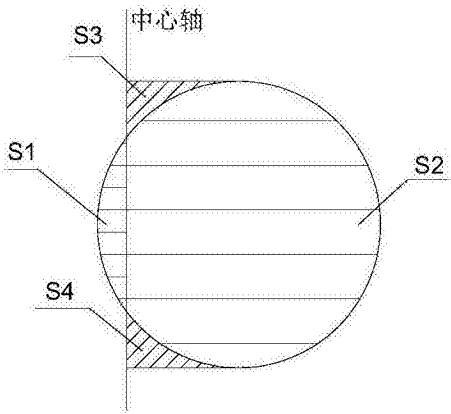


图14

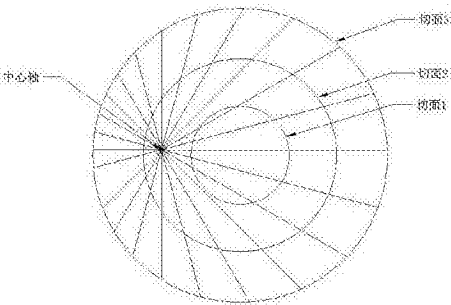


图15A

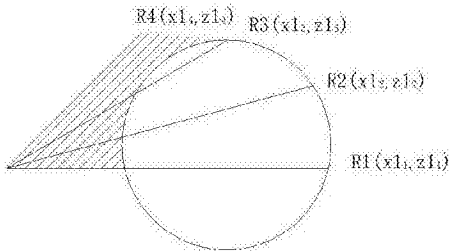


图15B

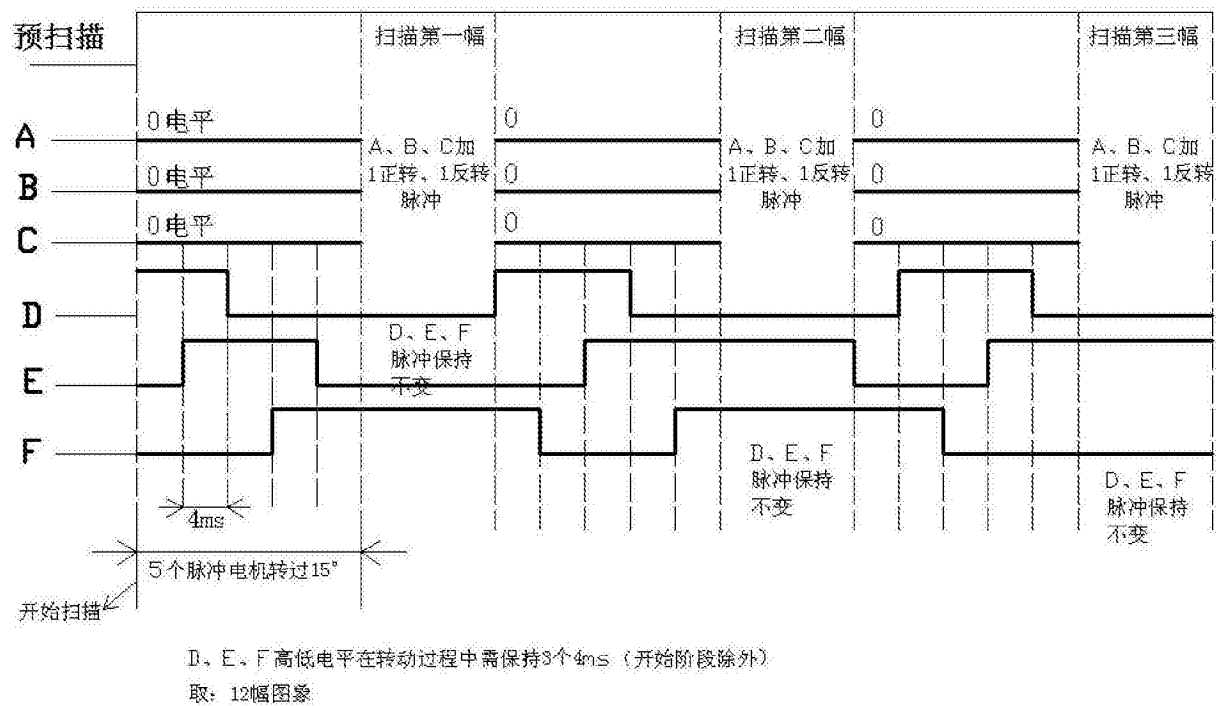


图16

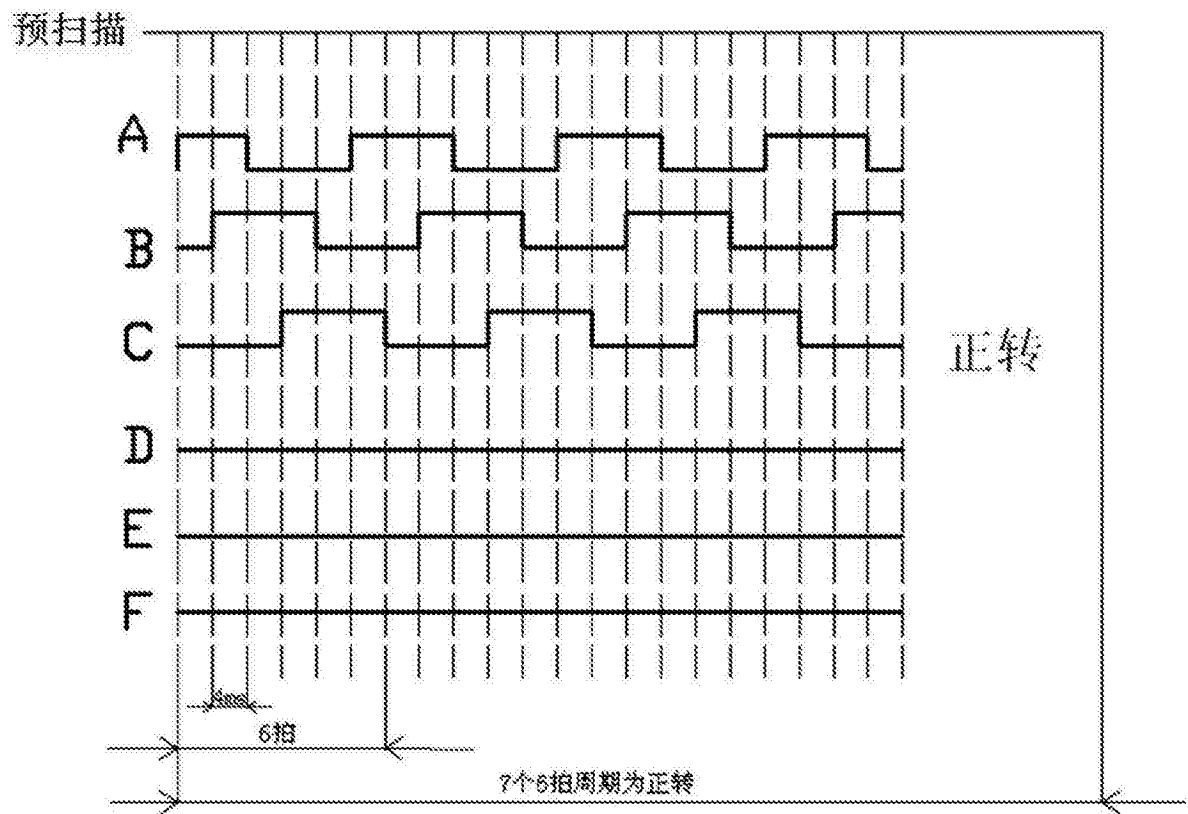


图17

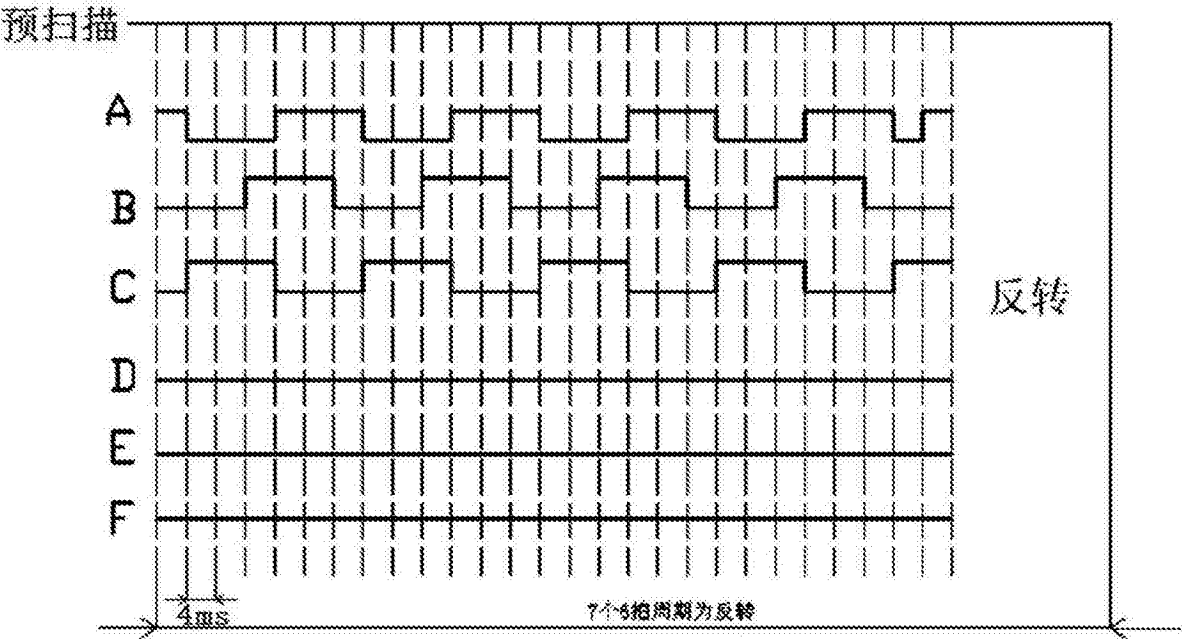


图18

专利名称(译)	一种手持式膀胱测容装置及膀胱测容实现方法		
公开(公告)号	CN108095757A	公开(公告)日	2018-06-01
申请号	CN2017111401220.5	申请日	2017-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	上海迈动医疗器械股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海迈动医疗器械股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海迈动医疗器械股份有限公司		
[标]发明人	马宁 吴翠灵 江斌 郑煜春 蓝尚文 张世恒 舒元庆 陈晓君 李营营		
发明人	马宁 吴翠灵 江斌 郑煜春 蓝尚文 张世恒 舒元庆 陈晓君 李营营		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/483 A61B8/52 A61B8/5215		
代理人(译)	王新月		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的一种膀胱测容实现方法，包括：整机控制；探头扫描控制；超声信号发射接收控制；超声成像、图像处理控制；硬件实现图像梯度计算处理控制；根据图像梯度值快速勾边处理获取膀胱每个截面边界数据同时得到膀胱边界分段点的关键数据，通过对多幅膀胱扫描界面图像的曲线分段和计算，累加各曲线的值获得整个膀胱的容积。本发明的手持膀胱测容装置，选用双CPU的FPGA芯片，保证同时绘制膀胱的边界点和点积分运算测定膀胱容量，探头与主机一体化，体积小，携带操作方便。本发明能无痛地定量测量膀胱容积的，减少医源性泌尿系统感染，减少了频繁插导管的痛苦，计算精度高，解决了误判，体积小，性价比高，适合医院科室、养老院和居家患者的使用。

