



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106562794 B

(45)授权公告日 2018.08.28

(21)申请号 201610929931.9

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.10.31

A61B 5/20(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106562794 A

审查员 李怡雪

(43)申请公布日 2017.04.19

(73)专利权人 重庆康超医疗科技股份有限公司

地址 400700 重庆市北碚区京东方大道394号

(72)发明人 冯文 吴翠灵 江斌 郑煜春

蓝尚文 郝飞虎 舒元平 李营营

廖利民 高丽娟

(74)专利代理机构 深圳市惠邦知识产权代理事务

所 44271

代理人 钱丽华

权利要求书3页 说明书14页 附图6页

(54)发明名称

一种膀胱测容装置及其实现方法

(57)摘要

本发明涉及一种膀胱测容实现方法,其包括:整机控制;探头扫描控制;超声信号发射接收控制;图像处理控制及超声成像;根据获取的图像信息勾勒出多个膀胱截面的边界二维坐标,将每个面的所有边界点的二维坐标转换为三维坐标,将三维坐标采用OpenGL建3D膀胱模型;将所述膀胱3D模型从上到下等分为n层,n为膀胱的超声深度,再将每一层面积算出,最后进行累加即可得出膀胱体积。本发明还涉及一种膀胱测容装置。本发明能方便无痛的进行膀胱容积的定量测量,减少医源性泌尿系统感染,减少了频繁插导管的痛苦,操作方便,同时,对于盆腔肿瘤放疗中的膀胱充盈能够很好的控制,使得盆腔肿瘤放疗能够精确定位,达到精确放疗的效果。



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:控制处理器输出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;

图像处理控制及超声成像:根据控制处理器的指令,接收数字的超声信号,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B超图像信号;

三维成像:根据获取的B超图象信息勾勒出多个膀胱截面的边界二维坐标,将每个面的所有边界点的二维坐标转换为三维坐标,将三维坐标采用OpenGL建3D膀胱模型;

膀胱容积计算:通过构建的膀胱3D模型,将所述膀胱3D模型从上到下等分为n层,n为膀胱的超声深度,再将每一层面积算出,最后进行累加即可得出膀胱体积;计算出整个膀胱的容积包括以下步骤:

根据第1~12截面的超声图像测量出膀胱的第1~12截面所有边界坐标;

根据上述第1~12截面的所有边界点的二维坐标转换为三维坐标;

再根据三维坐标构建3D膀胱模型,根据三维坐标构建3D膀胱模型步骤包括:

以图像中心轴为分界线将12个切面坐标转换为24个面坐标;

构建三维立体的所有顶点坐标;根据OpenGL的建模方法,将相邻的两个面依次排列,排列的次序按照三角形法则;

构建三维立体的所有三角面;采用OpenGL建模绘制膀胱3D模型;

根据构建的膀胱3D模型,将膀胱模型从上到下等分为n层,n为膀胱的超声深度,再将每一层面积算出,最后进行累加即可得出膀胱体积。

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角度,固定;

上置步进电机再在规定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角度范围内来回摆动获取第13截面的超声图像,停止。

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。

4. 一种膀胱测容装置,其特征在于:其包括:

ARM7操作系统,所述ARM7操作系统包括控制处理器、三维成像处理器以及容积计算处理器;

控制处理器,所述控制处理器接受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;

所述三维成像处理器获取膀胱的第1~12截面的超声信息,然后通过第1~12截面的超声信息勾勒出第1~12截面的边界;

根据上述第1~12截面的所有边界点的二维坐标转换为三维坐标;

再根据三维坐标构建3D膀胱模型,根据三维坐标构建3D膀胱模型步骤包括:

以图像中心轴为分界线将12个切面坐标转换为24个面坐标;

构建三维立体的所有顶点坐标;根据OpenGL的建模方法,将相邻的两个面依次排列,排列的次序按照三角形法则;

构建三维立体的所有三角面;采用OpenGL建模绘制膀胱3D模型;

所述容积计算处理器根据构建的膀胱3D模型,将膀胱模型从上到下等分为n层,n为膀胱的超声深度,再将每一层面积算出,最后进行累加即可得出膀胱体积;

图像处理器,该图像处理器包括一个数字扫描变化器,该数字扫描变化器实现超声发射扫描制式变换成TFT扫描制式,并且进行一些数字图像处理、补偿处理和坐标变换;该图像处理器还将处理后的图像信息存入到帧存储器中,需显示时再将信息从帧存储器中读出送所述控制处理器显示;

探头,所述探头对膀胱进行扫描以获取超声图像;

探头发射电路,所述探头发射电路用于将由该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;

探头驱动电路,所述探头驱动电路用于驱动所述探头摆动和旋转;

探头接收电路,所述探头接收电路包括前置放大器与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;

其中,该控制处理器与该图像处理器连接,该控制处理器的控制输出端分别与该探头发射电路和探头驱动电路相连,该探头发射电路和探头驱动电路经探头接口接入该探头,该探头同时经探头接收电路与图像处理器相连。

5. 根据权利要求4所述的膀胱测容装置,其特征在于:所述探头接收电路包括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转换电路的模拟输入端,A/D转换电路的数字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转换电路接有控制处理器的控制信号。

6. 根据权利要求4所述的膀胱测容装置,其特征在于:所述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。

7. 根据权利要求4所述的膀胱测容装置,其特征在于:还具有USB接口信号转换电路和USB输出接口,分别与控制处理器相连接,其中USB输出接口和USB接口信号转换电路通过数据线与SD卡接口电路相连。

8. 根据权利要求4所述的膀胱测容装置,其特征在于:所述控制处理器还接有SD卡接口电路和打印机,SD卡接口电路和SD卡连接,SD卡作为内存可存储患者信息。

9. 根据权利要求4所述的膀胱测容装置,其特征在于:所述控制处理器还接有用于存储屏幕上除超声图像以外的信息的图表存储器。

10. 根据权利要求4所述的膀胱测容装置,其特征在于:所述控制处理器还接有蓝牙接口电路,通过该接口电路,可将患者信息转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。

一种膀胱测容装置及其实现方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备技术领域,具体的说是一种新型的无线传送信息的膀胱测容装置及其实现方法。

背景技术

[0002] 目前对于膀胱内的尿量临床诊断方式主要有:导尿术、叩诊和一维及二维超声。由于这几种方式都不是定量测试膀胱容量、残余尿量的有效手段,因此,临床上仅采用这几种方式来诊断膀胱内的尿量严重影响了医护人员对患者膀胱状态的监测和诊断,特别是术后膀胱功能的评估。另外医院中传统给患者导尿的方法是开放性导尿或依靠患者的储尿感觉和医护人员的经验来进行导尿,这种传统的导尿方法,都会增加医源性泌尿系统感染的发生率,后者对患者来说由于没有定量测定膀胱内的尿量导致导尿的机会增多,频繁插导管也增加了痛苦,另外对于老年人夜间尿多的现象,有可能是膀胱肌肉萎缩导致尿液的容量的减少,如果对膀胱容量可以进行实时简易的定量测定,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。另外,对于某些老年痴呆患者和脊髓损伤患者不会有尿意感觉,如果,采用上述的不定量的方法判断导尿,带来的痛苦是可想而知的。这两年,为了解决上述的问题,世界上仅有两三家研制出一种运用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。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(发明专利申请号:201210215960.0),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(发明专利申请号:201210215960.0)存在着一个无法解决的问题,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10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。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很高。还有一点运用3D超声探头通过瓣式叠加技术进行膀胱尿量测定装置(发明专利申请号:201210215960.0)中没有引入计算机操作系统,无法进行复杂的控制和运算,限定该装置的测量精度无法满足一些特定的医疗需求。如:盆腔肿瘤放疗中的膀胱充盈控制,由于膀胱容量的变化导致精确定位的不可控,临床上对膀胱充盈程度控制要比较精确以提升治疗质

量,目前对于放疗中的膀胱充盈控制主要有两种方法,一种是患者生理状态下的膀胱自主充盈因人、因时差异较大;难以保证每次治疗时膀胱充盈的一致性,因此生理状态下的膀胱充盈状态难评估。另一种是采用导尿使病患膀胱排空,一次性向膀胱注射400-500ml的0.9%NaCl溶液。患者憋尿耐受性较差,有的患者甚至无法移动前行,难以配合持续>10分钟(min)的整个扫描过程的完成,另外导尿会增加泌尿系的损伤及感染,而且长时间的憋尿等待容易引发膀胱炎,因此膀胱被动充盈执行困难。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。所以,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。

[0003] 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,是需要医护人员对其进行康复治疗指导的,如何实现这部分患者在家的康复治疗指导,是需要我们急需解决的问题,实现指导居住在家患者的康复治疗,既能减轻家庭和患者的经济负担,也能减轻医院的工作压力,同时也释放了一部分医院有限的资源。

发明内容

[0004] 针对现有两种技术中对膀胱容量的测定由于在计算精度上存在问题,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并且对一些特定的医疗需求无法满足。本发明提供一种运用3D超声探头通过3D成像按超声深度叠加技术进行膀胱尿量测定;另外,针对部分患者在家的康复治疗指导,本发明利用无线传送技术和编制手机APP软件,将膀胱扫描信息传送到手机上,将通过研发的手机APP及电脑客户端,将患者的基本信息与疾病信息实时、快速上传至互联网平台。膀胱功能康复领域专家团队在线进行分析,将所得结论与建议通过手机APP客户端,实时反馈给患者,指导患者家庭康复治疗。本发明装置及其实现方法。

[0005] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:

[0006] 本发明一种膀胱测容实现方法,包括以下步骤:

[0007] 整机控制:整机控制采用ARM7操作系统作为中央控制处理器,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;

[0008] 探头扫描控制:根据控制处理器指令,产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转;

[0009] 超声信号发射接收控制:控制处理器输出脉冲控制信号至探头发射电路和探头接收电路,发射电路接受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受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FPGA图像处理处理器进行处理成像;

[0010] 图像处理控制及超声成像:根据控制处理器的指令,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B超图像信号;

[0011] 三维成像:根据控制器的指令,ARM7操作系统将扫描得到的12个膀胱截面超声图的边界点进行坐标转换,根据三维坐标构建3D膀胱模型;

[0012] 膀胱容积计算:根据构建的膀胱3D模型,计算求出整个膀胱的容积。

[0013] 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:

[0014] 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;

[0015] 下置步进电机转动规定角度,固定;

[0016] 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;

[0017] 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。

[0018] 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、带通一系列处理。

[0019] 所述超声成像就是将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。

[0020] 所述三维成像就是根据获取的B超图像信号,将膀胱形状进行三维成像,整个膀胱的三维成像发明包括以下步骤:

[0021] 1. 根据12截面的超声图像勾勒出12个膀胱截面的边界。

[0022] 2. 将每个面的所有边界点的二维坐标 $(x0[i][j], y0[i][j])$ 转换为三维坐标 $(x1[i][j], y1[i][j], z1[i][j])$ 。对应关系如下:

[0023] $X1[i][j] = x0[i][j] * \cos(15^\circ * i)$

[0024] $Y1[i][j] = y0[i][j]$

[0025] $Z1[i][j] = y0[i][j] * \sin(15^\circ * i)$

[0026] 其中, i 为膀胱截面数,从0到11; j 为边界点数,从0到 $Count_Total[i]$ 。见图4。

[0027] 3. 根据三维坐标构建3D膀胱模型。

[0028] 3.1 以图像中心轴为分界线将12个切面坐标转换为24个面坐标。 $i \leq 11$ 时, $(X2, Y2, Z2)$ 表示的是12个切面左半部分图像边界点的坐标, $i > 11$ 时, $(X2, Y2, Z2)$ 表示的是12个切面右半部分图像边界点的坐标。

[0029] 当 $i \leq 11$ 且 $j \leq Count_Middle[i]$ 时, $X2[i][j] = X1[i][j]$

[0030] $Y2[i][j] = Y1[i][j]$

[0031] $Z2[i][j] = Z1[i][j]$

[0032] 当 $i > 11$ 且 $j > Count_Middle[i]$ 时,

[0033] $X2[i][j - Count_Middle[i - 11]] = X1[i - 11][j]$

[0034] $Y2[i][j - Count_Middle[i - 11]] = Y1[i - 11][j]$

[0035] $Z2[i][j - Count_Middle[i - 11]] = Z1[i - 11][j]$

[0036] 其中 $Count_Middle[i]$ 为第 i 个截面中心轴为分界线对应的点数。

[0037] 3.2 指定构建三维立体的所有顶点坐标 $Vertices[]$

[0038] 如图7所示,根据OpenGL的建模方法,首先将相邻的两个面依次排列,排列的次序按照三角形法则,即 $[A1, B1, A2], [B1, A2, B2] \dots$

```

Vertices[ ] = {
    X2[0][0], Y2[0][0], Z2[0][0],
    X2[1][0], Y2[1][0], Z2[1][0],
    X2[0][1], Y2[0][1], Z2[0][1],
    ...
    X2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 2],
    Y2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 2],
[0039] Z2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 2],

    X2[23][Count_Total[23] - Count_Middle[23] - 1],
    Y2[23][Count_Total[23] - Count_Middle[23] - 1],
    Z2[23][Count_Total[23] - Count_Middle[23] - 1],
    X2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 1],
    Y2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 1],
    Z2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 1],
}

```

[0040] 3.3指定构建三维立体的所有三角面Faces[]。三个顶点构成一个三角形,依次排列这些三角形。

[0041]

```

Faces [ ] = {
    0, 1, 2,
    1, 2, 3,
    2, 3, 4,
    ...
     $\sum_{i=0}^{24}(\text{Count\_Total}[i] - 2) - 3, \sum_{i=0}^{24}(\text{Count\_Total}[i] - 2) - 2, \sum_{i=0}^{24}(\text{Count\_Total}[i] - 2) - 1$ 
}

```

[0042] 3.4采用OpenGL建模

[0043] glVertexPointer(3, GL_FLOAT, 0, Vertices); 设置顶点位置数据

[0044] glDrawElements(GL_LINES, GL_UNSIGNED_BYTE, Faces); 绘制3D模型

[0045] 膀胱容积计算:所述根据构建的膀胱3D模型,按超声深度叠加技术计算求出整个膀胱的容积:

[0046] 将膀胱3D模型从上到下等分为n层,n为最大A超深度,再将每一层面积S_j算出,最后进行累加即可得出膀胱体积。

[0047]
$$V = \sum_{j=1}^{j=n} (S_j = \sum_{Ri=1}^{Ri=24} \frac{15}{360} \times \pi Ri^2)$$
, 其中 $Ri = (\sqrt{x_{i+1}^2 + z_{i+1}^2} + \sqrt{x_i^2 + z_i^2}) / 2$ (注意:若中

轴线在S_j边缘或外部,只须将中轴线移至截面内部即可计算。

[0048] 此发明使膀胱容积测量即突破了单一的形状数学模型,也彻底的解决了瓣式叠加测容积多算的问题,从而根本保证膀胱容积值的测量精度。

[0049] 本发明是一种膀胱测容装置包括ARM7操作系统、图像处理器及超声成像、探头发射电路、探头驱动电路以及探头接收电路,其中控制处理器与图像处理器连接,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经探头接口接有探头,该探头同时经探头接收电路与图像处理器及超声成像系统相连,图像处理器还和帧存储器连接。

[0050] 所述探头接收电路包括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转换电路接有控制处理器的控制信号。

[0051] 所述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接。

[0052] 本发明装置还具有USB接口信号转换电路和USB输出接口,分别与控制处理器相连接,其中USB输出接口和USB接口信号转换电路通过数据线与SD卡接口电路相连。

[0053] 所述控制处理器还接有SD卡接口电路和打印机,SD卡接口电路和SD卡连接,SD卡作为内存可存储大量的患者信息。

[0054] 所述控制处理器还接有图表存储器,存储屏幕上除超声图像以外的信息。

[0055] 所述控制处理器还接有蓝牙接口电路,通过该接口电路,可将患者信息转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12幅扫描图像等主机上具有的功能。

[0056] 本发明具有以下有益效果及优点:

[0057] 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3D成像叠加技术进行膀胱尿量测定的算法,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,使得测量的精度能在任何情况下误差 $\leq \pm 10\%$ 以内,能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膀胱疾病有了量化的依据,改变了原来采用导尿术、叩诊和一维及二维超声不定量判断膀胱尿量的方法使医护人员对患者膀胱状态的监测和诊断,特别是术后膀胱功能的评估受到了严重影响这一不足。同时,对于盆腔肿瘤放疗中的膀胱充盈能够很好的控制,使得盆腔肿瘤放疗能够精确定位,达到精确放疗的效果。所以,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。

[0058] 2.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,由于本发明在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,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。

[0059] 3.无线传送技术和手机APP软件奠定了健康数据互联网平台的基础,对于膀胱功能数据管理,我们将通过我们研发的手机APP及电脑客户端,将患者的基本信息与疾病信息实时、快速上传至互联网平台。膀胱功能康复领域专家团队在线进行分析,将所得结论与建议通过手机APP客户端,实时反馈给患者,指导患者家庭康复治疗。本发明使平板电脑、手机即可成为膀胱容积的测定装置,使家庭康复成为可能,造福于广大的患者。同时在智能终端的平台上,使得应用、存储、打印、远程通讯等扩展功能更强大。

[0060] 4. 方便携带。本发明装置操作极为方便,由于带上操作系统使目前世界上的膀胱容积测定装置无法进行的3D成像运算变为现实,使得装置的运算速度和控制功能得到提升,同时装置内的存储容量由原有的存储100位患者信息增加到可存储2000位及以上患者信息,病人信息、计算结果和图像一起可永久保存,体积小,重量轻,内置电池,极方便携带。

附图说明

- [0061] 图1为本发明膀胱测容装置结构示意图;
- [0062] 图2为本发明膀胱测容方法控制流程图;
- [0063] 图3为本发明膀胱截面勾边示意图;
- [0064] 图4为本发明平面坐标转换为空间坐标示意图;
- [0065] 图5为本发明膀胱的3D模型示意图;
- [0066] 图6为本发明OpenGL相邻截面三角形建模示意图;
- [0067] 图7为本发明膀胱切面面积 S_j 示意图;
- [0068] 图8为本发明中心轴偏离膀胱的示意图;
- [0069] 图9为本发明中心轴移至膀胱内的示意图;
- [0070] 图10为本发明误差示意图;
- [0071] 图11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;
- [0072] 图12为本发明中上置步进电机正转驱动脉冲波形图;
- [0073] 图13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

[0074] 下面结合说明书附图对本发明作进一步阐述。

[0075] 如图1所示,本发明膀胱测容装置为手提式平板便携终端设备,包括ARM7操作系统(该操作系统包括控制处理器、三维成像处理器以及容积计算处理器)、图像处理器及超声成像系统、探头发射电路以及探头驱动电路、帧存储器、图表存储器、SD卡接口电路及SD卡、蓝牙接口电路。其中ARM7操作系统与图像处理器及超声成像系统连接,该ARM7操作系统经探头接口接有探头,该探头的信号经探头接收电路与图像处理器及超声成像系统相连;该ARM7操作系统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及超声成像的输入端相连,该ARM7操作系统的控制信号还分别接有图表存储器、SD卡接口电路及SD卡、蓝牙接口电路。图像处理器及超声成像系统接有帧存储器;超声信息首先由图像处理器及超声成像系统接收到A/D转换电路输出的超声数字信号后进行图像处理 and 数字扫描变换形成一幅完整的超声图像后存入到帧存储器中,随时准备输送给ARM7操作系统进行三维实体成像及容积计算。该ARM7操作系统接受到图像处理器及超声成像系统送出的三维成像和容积计算的数据流信息后,该ARM7操作系统的三维成像系统首先将12个膀胱截面图的边界点二维坐标进行转换为三维坐标后进行三维实体成像,然后由该ARM7操作系统的容积计算器计算膀胱的容量,并将患者的个人信息、图像信息、测量结果等存入到内部SD卡中。同时将所有的同步图标信息存入到图表信息中。

[0076] 本发明装置还具有液晶屏驱动及显示数据传送电路,该ARM7操作系统送出显示屏显示的数据信息经液晶屏驱动及显示数据传送电路送到液晶屏显示。

[0077] 本发明装置还具有接口板,该接口板上设有USB接口信号转换电路和USB输出接口,分别与ARM7操作系统连接,其中USB输出接口通过数据线与SD卡接口电路相连。该ARM7操作系统还接打印机。

[0078] 本实施例中,该ARM7操作系统采用ARM7系统芯片,安装在主机的主板(KC-Z-V1.0)上。图像处理器及超声成像系统采用FPGA可编程逻辑器件,也安装在主机的主板(KC-Z-V1.0)上,USB2.0输出接口、外接电源接口、USB2.0接口信号转换电路装在接口板(KC-Z-F01A)上。电源开关装在电源开关板(KC-Z-F03A)上。主板(KC-Z-V1.0),接口板(KC-Z-F01A)、电源开关板(KC-Z-F03A)、适配器电源插座板(KC-Z-F08A)、电池接口板(KC-Z-F02A)、电容屏接口板(KC-Z-F04A)、显示屏、触摸屏、锂电池、打印机(包括打印机驱动控制板)设置在主机壳内,探头扫描开关板(KC-Z-F05A)、探头连接器(KC-Z-F06A)设置在探头内,电源插头板(KC-Z-F07A)及适配器安装在底座内,探头可通过探头接口和主机相连,锂电池装在主机的后盖上,主机的前端装有一显示屏及触摸屏,显示屏和主板之间装有一铝制隔板。

[0079] 该ARM7系统芯片实现的功能为:控制该控制处理器、三维成像处理器、容积计算处理器。FPGA/FPGA可编程逻辑器件实现的功能为:由图像处理器处理图像及超声成像系统成像。

[0080] 该控制处理器具有以下功能:

[0081] 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。

[0082] 2) 探头扫描控制管理功能:根据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。

[0083] 3) 图像处理器管理功能:根据控制处理器发出的控制指令,控制图像处理器进行图像扫描变换,图像处理,最终形成既能复合膀胱容积计算同时也满足显示要求的B超图像。

[0084] 4) 超声信号发射接收控制管理功能:根据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。

[0085] 5) 获取B超图像功能: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。

[0086] 6) 信息存储管理功能:根据控制器发出的控制指令,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,存储器分内部存储器和外部SD存储卡存储器。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。

[0087] 7) 无线传送及控制功能:根据手机APP发出的无线传送请求,控制处理器发出连接控制指令,即手机和主机就能进行无线通信,另外,根据主机需无线上传电脑请求,控制器发出上传控制指令,即主机的患者信息无线传送至上位机上。

[0088] 该三维成像处理器具有以下功能:

[0089] 1) 将获取的12截面的超声图像勾勒12个膀胱截面图像的边界坐标功能:根据控制处理器发出指令,将12截面的超声图像勾勒出12个膀胱截面的边界二维坐标。

[0090] 2) 二维坐标转换为三维坐标功能:根据控制处理器发出指令,将每个面的所有边界点的二维坐标 $(x0[i][j], y0[i][j])$ 转换为三维坐标 $(x1[i][j], y1[i][j], z1[i][j])$ 。

[0091] 3) 构建三维立体的所有三角面功能:根据控制处理器发出指令,三个顶点构成一个三角形,依次排列这些三角形。

[0092]
$$\text{Faces []} = \{$$

$$0, 1, 2,$$

$$1, 2, 3,$$

$$2, 3, 4,$$

$$\dots$$

[0093] 4) 构建3D膀胱模型功能:根据控制处理器发出指令,将三维坐标采用OpenGL建3D膀胱模型。

[0094] 该容积计算处理器具有以下功能:

[0095] 根据控制处理器发出指令,根据构建的膀胱3D模型,计算求出整个膀胱的容积:

[0096] 将膀胱模型从上到下等分为n层,n为最大A超深度,再将每一层面积Sj算出,见图7,最后进行累加即可得出膀胱体积。

[0097]
$$V = \sum_{j=1}^{j=n} (S_j = \sum_{Ri=1}^{Ri=24} \frac{15}{260} \times \pi Ri^2),$$
 其中 $Ri = (\sqrt{x1_i^2 + z1_i^2} + \sqrt{x1_{i+1}^2 + z1_{i+1}^2})/2$

[0098] (由于采用ARM7系统,该ARM7系统包括控制处理器、三维成像处理器以及容积计算处理器,其能够处理复杂的运算和高速的运转,实现了实时的膀胱3D成像及显示,从而精确地实现了膀胱的容积计算)。

[0099] 该图像处理及超声成像系统具有以下功能:

[0100] 1) 图像处理功能:根据控制处理器发出的控制指令,图像处理器将A/D转换的超声数字信息进行一系列处理,达到超声图像质量的要求。

[0101] 2) 超声成像功能:根据控制处理器发出的控制指令,超声成像系统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信号送该ARM7操作系统中。

[0102] 下面就其各部件的功能做一说明。

[0103] 控制处理器:

[0104] 根据触摸屏上的不同按键的请求功能,控制处理器发出不同的指令控制不同的部件工作:发出指令,控制整机协调有序的工作(产生相应的控制信号)、发出指令,产生探头的驱动信号使探头进行扫描;

[0105] 发出指令,指示图像处理器及超声成像系统接收超声数字信号并进行数字扫描变换,图像信号处理,图像存储,同时将数字图像送ARM7操作系统)中和图表信息合并送TFT显示屏显示;

[0106] 发出指令,将USB转换信号进行U盘存储,同时通过USB输出接口,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);

[0107] 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,变换成数字信号送图像处理器及超声成像系统;

- [0108] 发出指令,将患者信息、B超声图像、膀胱容积计算结果进行打印。
- [0109] 控制处理器接收到膀胱扫描指令后,进行膀胱的B超扫描,获取B超图像同时进行膀胱的3D实时成像;
- [0110] 发出指令,控制存储器的读写同时指示图像处理器及超声成像系统将图像信息存入到帧存储器同时经ARM7操作系统和患者信息一并存内部SD卡存储器中。控制处理器根据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到图表存储器和从图表存储器中读出该信息;
- [0111] 发出指令,通过蓝牙接口电路将主机的患者信息无线上传到电脑上,另外,和手机无线通信,主机的功能可在手机实现,手机可无线控制探头进行扫描;
- [0112] 内部存储器:根据控制处理器的指令,将需保存的信息存入到内部存储器,或将内部存储器的信息调出回放显示。内部存储器包括SD卡存储器和图表存储器,SD卡存储器存放患者的图像信息及个人信息,图表存储器存放图像以外的所有显示信息,内部存储器还包括帧存储器,帧存储器由图像处理器及超声成像系统控制,在图像处理过程和图像的数字扫描变换中使用;
- [0113] SD卡接口电路:通过SD卡接口电路插入SD卡作为内部存储器,可扩展存储器容量,根据控制处理器指令,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,SD卡和SD卡接口电路装在仪器内部的主板上;
- [0114] 显示屏:根据控制处理器指令,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;
- [0115] 触摸屏:接受操作者的按键请求,并把请求信号发送给控制处理器,由控制处理器根据请求发出指令;
- [0116] 探头驱动:根据控制处理器指令,产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转;
- [0117] 发射电路:根据控制处理器指令,产生与探头固有频率相应的发射脉冲到探头晶片;
- [0118] 接收前置放大电路:根据控制处理器指令,接收探头的超声信号,并对所接受的信号进行放大;
- [0119] A/D转换:根据控制处理器指令,将放大后的模拟超声信号转换成数字信号送图像处理;
- [0120] 探头接口:是探头连接主机的端口,探头的发射接收信号以及探头扫描的驱动信号都是通过该接口传送的;
- [0121] 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;
- [0122] USB信号转换电路:将信号转换成USB2.0接口协议的数字信号;
- [0123] USB2.0接口:是主机连接外部计算机的端口;
- [0124] 打印机:根据控制器的命令,打印患者信息、患者膀胱的扫描B超图像、患者膀胱的容积测量结果;
- [0125] 蓝牙接口电路:是主机和上位机和手机无线连接的接口电路;
- [0126] 电容屏接口板:电容屏上产生的请求信号通过该接口传送给控制处理器;
- [0127] 电池接口板:电池通过该接口板给主机供电,控制处理器通过该接口采集电池电

量信息；

[0128] 适配器接口电源插座：适配器通过该插座给主机供电；

[0129] 电源开关板：无论是电池还是适配器给主机供电，都要通过此板的电源开关控制；

[0130] 锂电池：提供主机直流供电电源；

[0131] 底座供电：底座中装有电源适配器提供主机交流供电电源；

[0132] 上位机：外接电脑可接受有线和无线传送的患者信息；

[0133] 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通讯，就能在手机上控制探头的扫描，回放信息，存储信息。

[0134] 三维成像处理器：

[0135] 根据控制处理器发出指令，将获取的12截面的超声图像勾勒出12个膀胱截面的边界二维坐标。

[0136] 根据控制处理器发出指令，将每个面的所有边界点的二维坐标 $(x0[i][j], y0[i][j])$ 转换为三维坐标 $(x1[i][j], y1[i][j], z1[i][j])$ 。

[0137] 根据控制处理器发出指令，将三维坐标采用OpenGL建3D膀胱模型。

[0138] 容积计算处理器：

[0139] 根据控制处理器发出指令，根据构建的膀胱3D模型，计算求出整个膀胱的容积；

[0140] 将膀胱模型从上到下等分为n层，n为最大A超深度，再将每一层面积Sj算出，见图7，最后进行累加即可得出膀胱体积。

[0141]
$$V = \sum_{j=1}^{j=n} (S_j = \sum_{Ri=1}^{Ri=24} \frac{15}{360} \times \pi Ri^2)$$
，其中 $Ri = (\sqrt{x1_i^2 + z1_i^2} + \sqrt{x1_{i+1}^2 + z1_{i+1}^2})/2$

[0142] 图像处理器及超声成像系统：

[0143] 根据控制处理器的指令，接收数字的超声信号，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。

[0144] 如图2所示，本发明膀胱测容实现方法包括以下步骤：

[0145] 整机控制：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；

[0146] 探头扫描控制：根据控制处理器指令，产生3D探头的驱动信号使探头进行扫描和旋转；

[0147] 超声信号发射接收控制：控制处理器输出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；

[0148] 图像处理控制超声成像系统：根据控制处理器的指令，接收数字的超声信号，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B超图像信号；

[0149] 三维成像：所述根据获取的B超图象信息，勒出12个膀胱截面的边界二维坐标，将每个面的所有边界点的二维坐标 $(x0[i][j], y0[i][j])$ 转换为三维坐标 $(x1[i][j], y1[i][j], z1[i][j])$ ，将三维坐标采用OpenGL建3D膀胱模型；

[0150] 膀胱容积计算：根据构建的膀胱3D模型，按超声深度叠加技术计算求出整个膀胱的容积。

[0151] 本发明方法在实际操作中的具体步骤如下：

[0152] 1) 整机控制

[0153] 控制处理器接受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。

[0154] 2) 探头扫描控制

[0155] 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。

[0156] 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11和12所示,图11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12为本发明中上置步进电机正转驱动脉冲波形图;图13为本发明中上置步进电机反转驱动脉冲波形图。

[0157] 3) 超声信号发射接收控制

[0158] 探头的发射是根据探头本身的固有频率,由控制处理器(FPGA)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转换电路变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)给出,探头发射电路由场效应等器件组成,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)给出控制脉冲。

[0159] 4) 图像处理控制及超声成像系统

[0160] 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,在图像处理器中设计了一个数字扫描变化器(DSC)来实现超声发射扫描制式变换成TFT扫描制式。DSC还有一个很重要的功能就是要进行一些数字图像处理、补偿处理和坐标变换等。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、图像处理器还将处理后的图像信息存入到帧存储器中,需显示时再将信息从帧存储器中读出送ARM7操作系统送显示屏显示。

[0161] 5) 三维成像

[0162] 三维成像就是根据获取的B超图像信号,将膀胱形状进行三维成像。

[0163] 1. B超图像信号的获取是采用双电机三维超声探头扫描扇面沿轴向逐次转动角度即获取膀胱的多个不同截面(第1~i截面)的超声信息,然后通过第1~i截面的超声信息勾勒出第1~i截面的边界,见图3。

[0164] 2. 将每个面的所有边界点的二维坐标($x0[i][j]$, $y0[i][j]$)转换为三维坐标($x1[i][j]$, $y1[i][j]$, $z1[i][j]$)。对应关系如下:

[0165] $X1[i][j] = x0[i][j] * \cos(15^\circ * i)$

[0166] $Y1[i][j] = y0[i][j]$

[0167] $Z1[i][j] = y0[i][j] * \sin(15^\circ * i)$

[0168] 其中, i 为膀胱截面数,从0到11; j 为边界点数,从0到Count_Total[i]。见图4。

[0169] 3. 根据三维坐标构建3D膀胱模型,见图5。

[0170] 3.1以图像中心轴为分界线将12个切面坐标转换为24个面坐标。 $i \leq 11$ 时, ($X2, Y2, Z2$) 表示的是12个切面左半部分图像边界点的坐标, $i > 11$ 时, ($X2, Y2, Z2$) 表示的是12个切面右半部分图像边界点的坐标。

[0171] 当 $i \leq 11$ 且 $j \leq \text{Count_Middle}[i]$ 时, $X2[i][j] = X1[i][j]$

[0172] $Y2[i][j] = Y1[i][j]$

[0173] $Z2[i][j] = Z1[i][j]$

[0174] 当 $i > 11$ 且 $j > \text{Count_Middle}[i]$ 时,

[0175] $X2[i][j - \text{Count_Middle}[i - 11]] = X1[i - 11][j]$

[0176] $Y2[i][j - \text{Count_Middle}[i - 11]] = Y1[i - 11][j]$

[0177] $Z2[i][j - \text{Count_Middle}[i - 11]] = Z1[i - 11][j]$

[0178] 其中Count_Middle[i]为第 i 个截面中心轴为分界线对应的点数。

[0179] 3.2指定构建三维立体的所有顶点坐标Vertices[]

[0180] 如图7所示,根据OpenGL的建模方法,首先将相邻的两个面依次排列,排列的次序按照三角形法则,即[A1, B1, A2], [B1, A2, B2]……

[0181] Vertices[] = {
 $X2[0][0], Y2[0][0], Z2[0][0],$

```

X2[1][0], Y2[1][0], Z2[1][0],
X2[0][1], Y2[0][1], Z2[0][1],
...
X2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 2],
Y2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 2],
Z2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 2],

```

```

[0182] X2[23][Count_Total[23] - Count_Middle[23] - 1],
        Y2[23][Count_Total[23] - Count_Middle[23] - 1],
        Z2[23][Count_Total[23] - Count_Middle[23] - 1],
        X2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 1],
        Y2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 1],
        Z2[0][Count_Total[0] - Count_Middle[0] - 1],
    }

```

[0183] 3.3指定构建三维立体的所有三角面Faces[]。如图6所示,三个顶点构成一个三角形,依次排列这些三角形。

```

[0184] Faces [] = {
        0, 1, 2,
        1, 2, 3,
        2, 3, 4,
        ...
         $\sum_{i=0}^{i<24}(\text{Count\_Total}[i] - 2) - 3, \sum_{i=0}^{i<24}(\text{Count\_Total}[i] - 2) - 2, \sum_{i=0}^{i<24}(\text{Count\_Total}[i] - 2) - 1$ 
    }

```

[0185] 3.4采用OpenGL建模

[0186] glVertexPointer(3, GL_FLOAT, 0, Vertices); 设置顶点位置数据

[0187] glDrawElements(GL_LINES, GL_UNSIGNED_BYTE, Faces); 绘制3D模型

[0188] 6) 膀胱容积计算

[0189] 根据构建的膀胱3D模型,按超声深度叠加技术计算求出整个膀胱的容积:

[0190] 将膀胱模型从上到下等分为n层,n为最大A超深度,再将每一层面积S_j算出,见图7,最后进行累加即可得出膀胱体积。

[0191]
$$V = \sum_{j=1}^{j=n} (S_j = \sum_{Ri=1}^{Ri=24} \frac{15}{360} \times \pi Ri^2)$$
, 其中 $Ri = (\sqrt{x1_i^2 + z1_i^2} + \sqrt{x1_{i+1}^2 + z1_{i+1}^2}) / 2$ (注意:若中

轴线在S_j边缘或外部,只须将中轴线移至截面内部即可计算,如图8和9所示)。

[0192] 此发明使膀胱容积测量即突破了单一的形状数学模型,也彻底的解决了瓣式叠加测容积多算的问题,从而根本保证膀胱容积值的测量精度。

[0193] 另外,由于实时3D成像运算非常复杂,并且需满足3D实时成像速度的要求,本发明采用了以ARM7操作系统控制和运算为主,可编程逻辑器件FPGA为辅的处理模式,弃用了以前的仅仅采用可编程逻辑器件FPGA的内核作为系统的控制器与计算器(运算能力和速度是根本无法满足),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,计算速度

得到了根本的改善,实现了快速、精确、自动的膀胱容量测量功能。

[0194] 本发明方法还可包括:

[0195] 7) 信息存储控制

[0196] 在该步骤中根据控制器发出的控制指令,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超膀胱图像永久存储,可存储在内部存储器(SD卡)中,还可存储在外部U盘存储器中,同时,还控制从各存储器中读出患者姓名、编号、年龄、性别、扫描时间、膀胱尿量体积值、12幅B超膀胱图像送显示屏显示或打印。

[0197] 本发明方法还可包括:

[0198] 8) 信息无线传送和手机APP软件

[0199] 将膀胱扫描信息传送到手机等移动终端上(就是将测量结果;扫描投影;报警;患者信息可传送至安卓系统的手机上),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膀胱容量信息),实现仪器和手机的通讯与对话。在手机上实现对接受的信息进行管理(如查看12副图像的扫描投影及存储)。同时研发的手机APP软件奠定了健康数据互联网平台的基础,对于膀胱功能数据管理,通过手机APP及电脑客户端,将患者的基本信息与疾病信息实时、快速上传至互联网平台。膀胱功能康复领域专家团队在线进行分析,将所得结论与建议通过手机APP客户端,实时反馈给患者,指导患者家庭康复治疗。本发明使平板电脑、手机即可成为膀胱容积的测定装置,使家庭康复成为可能,造福于广大的患者。同时在智能终端的平台上,使得应用、存储、打印、远程通讯等扩展功能更强大。上述实施方式使一种运用3D超声探头通过构建的膀胱3D模型,按超声深度叠加技术进行膀胱测容装置和方法得以实现。本发明采用硬件和软件相结合的设计方法,采用ARM7系统及大规模的可编程逻辑器件,使装置体积小,重量轻,易携带,方便了医护人员对膀胱容积进行测量计算、以便对泌尿系统等的各种疾病作进一步诊断。

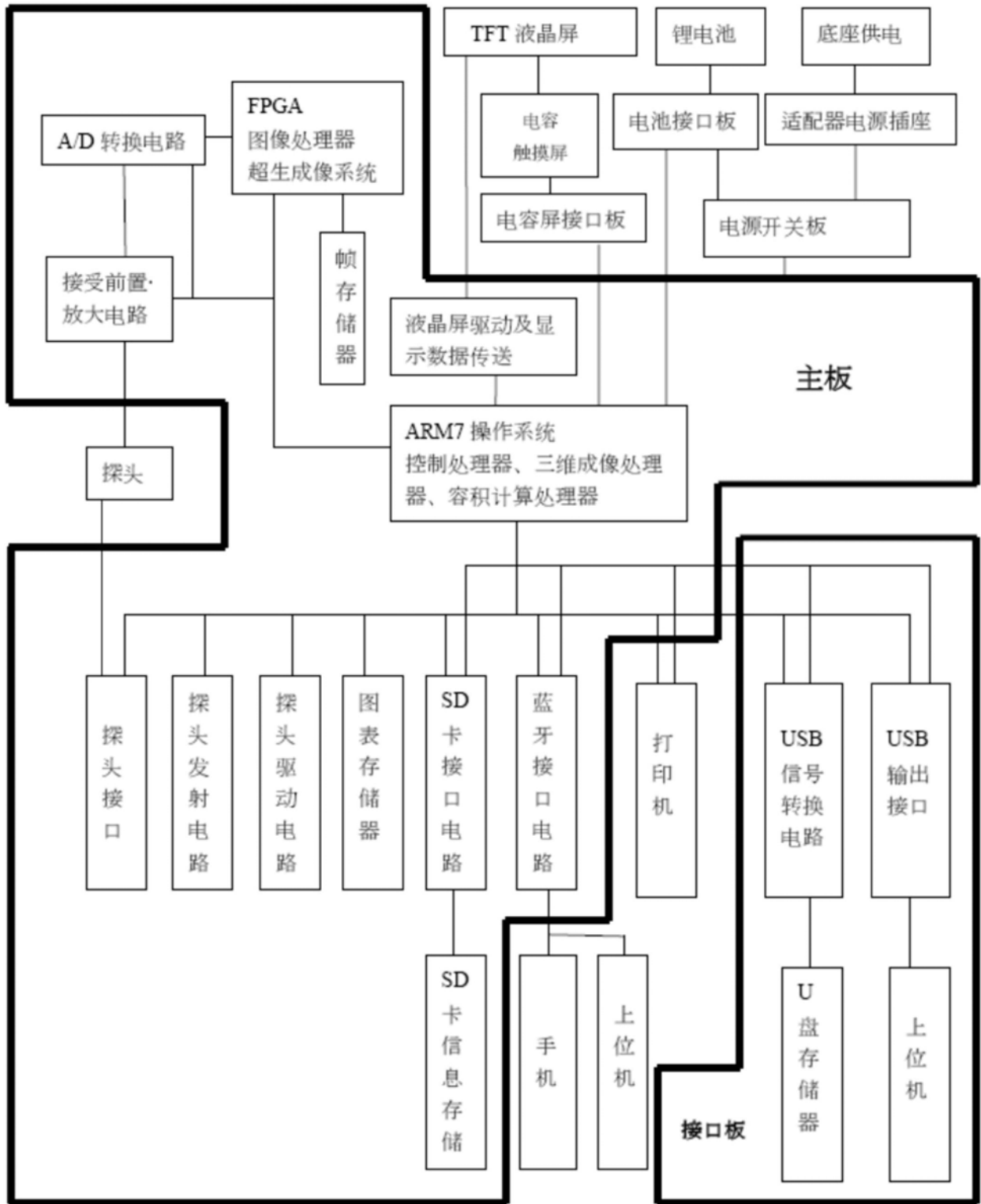


图1

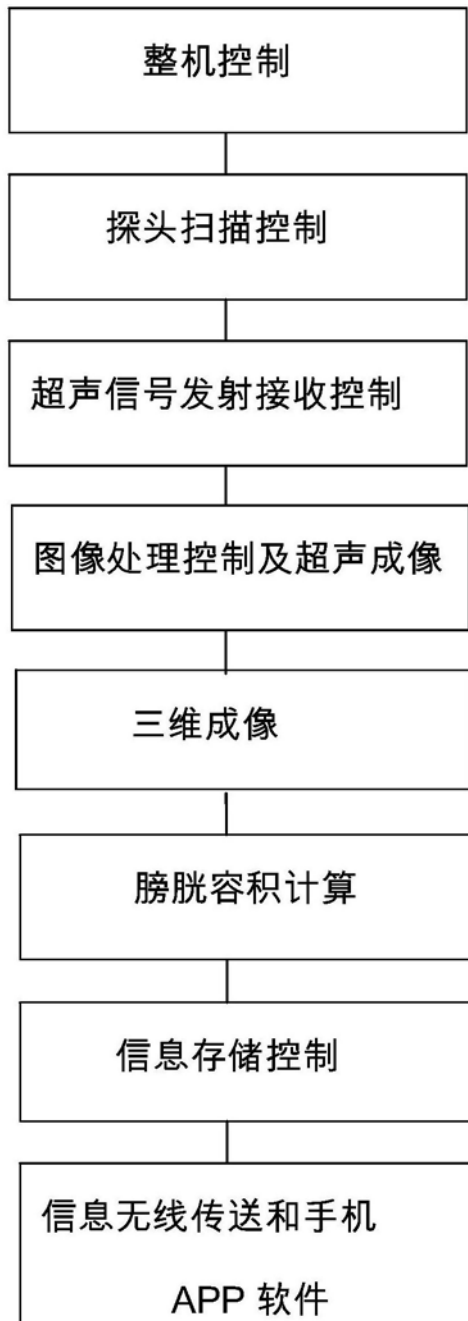


图2

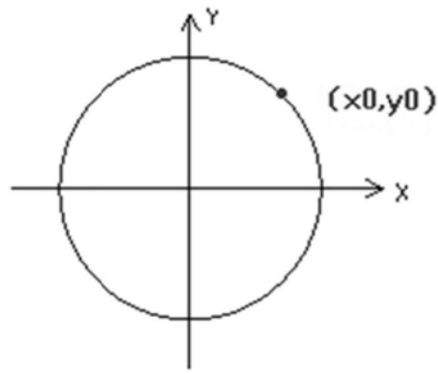


图3

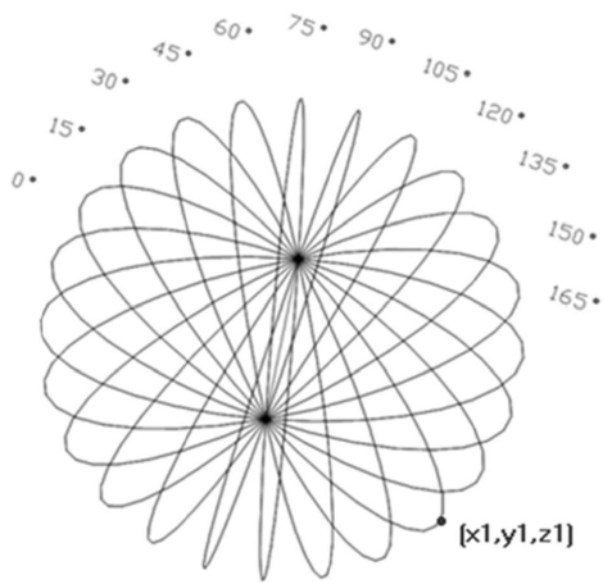


图4

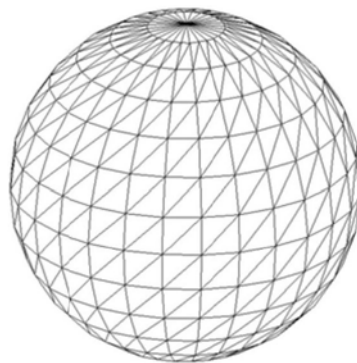


图5

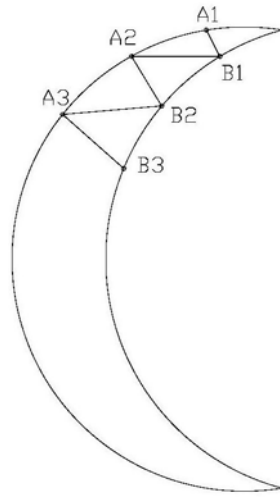


图6

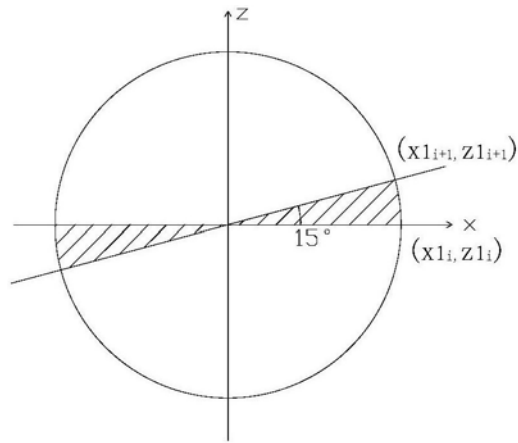


图7

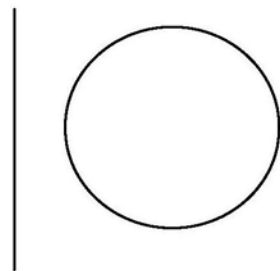


图8

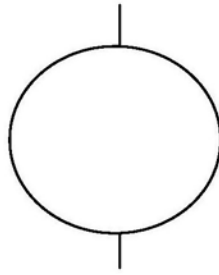


图9

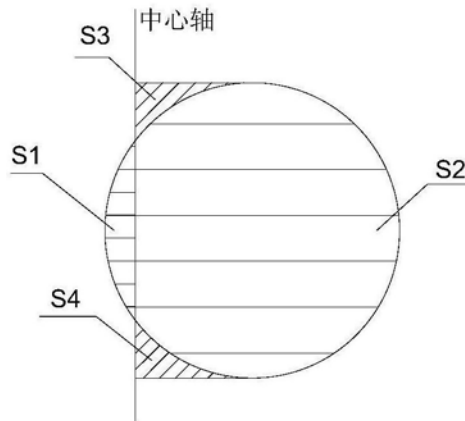
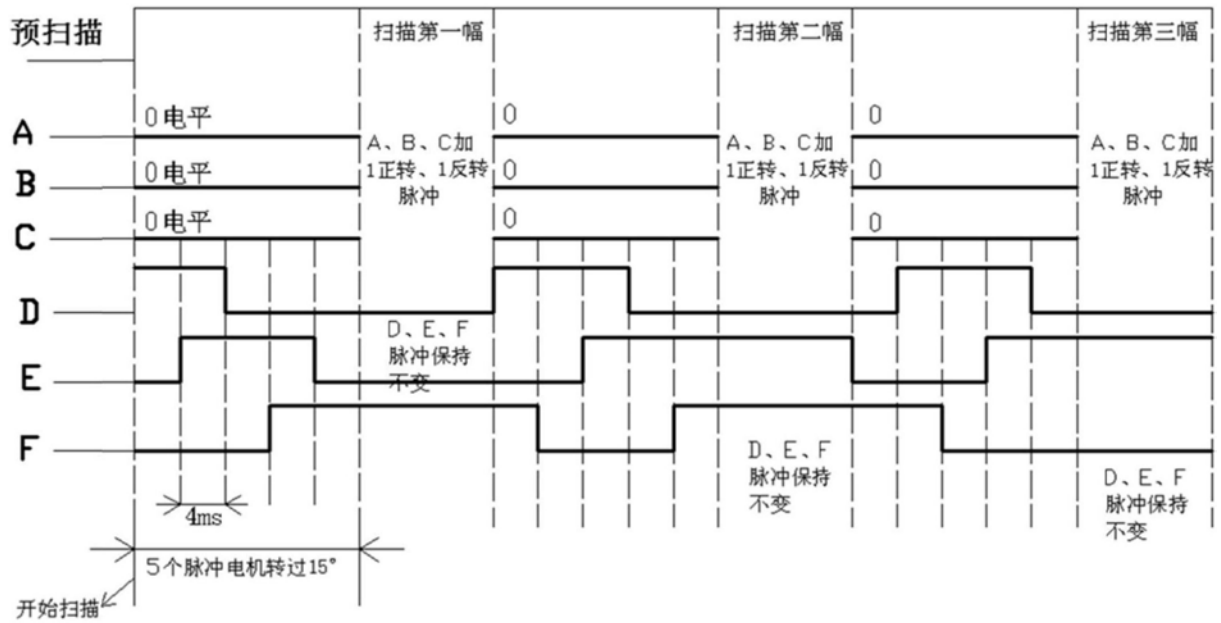


图10



D、E、F 高低电平在转动过程中需保持3个4ms (开始阶段除外)
取: 12幅图象

图11

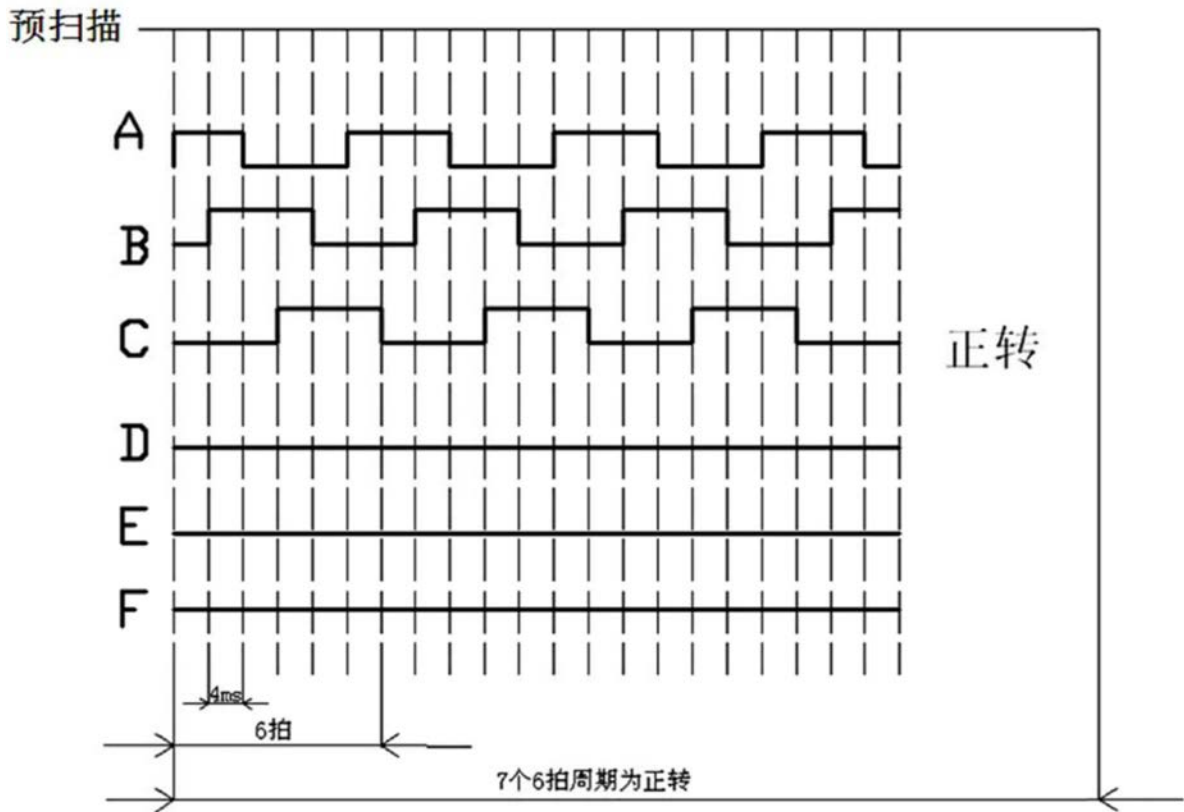


图12

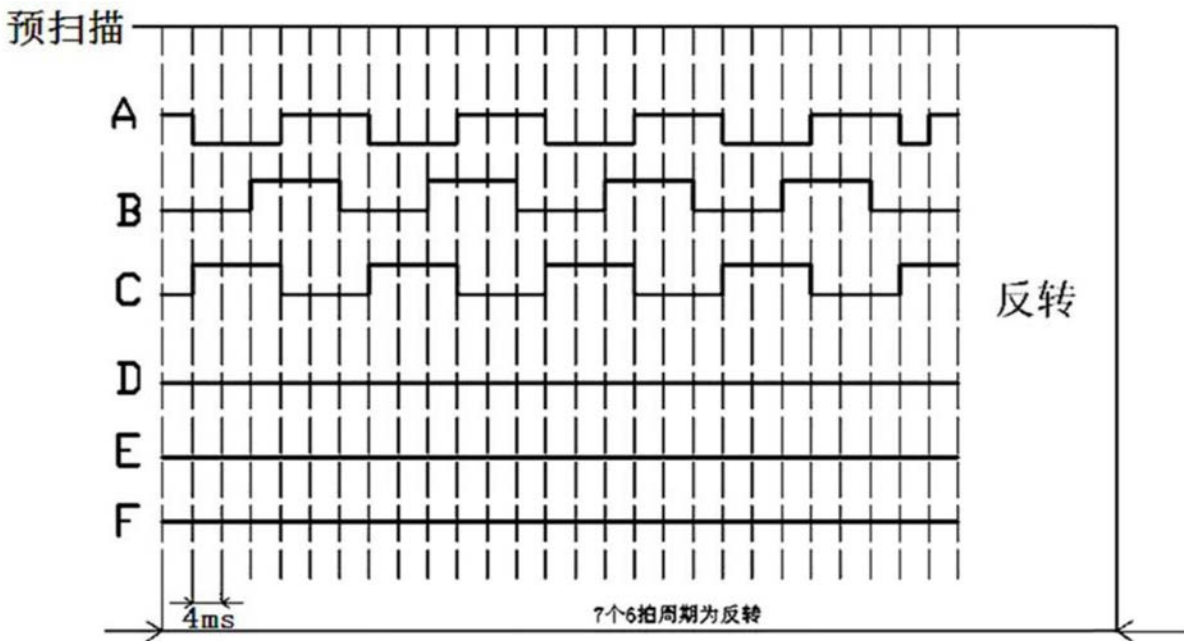


图13

专利名称(译)	一种膀胱测容装置及其实现方法		
公开(公告)号	CN106562794B	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN201610929931.9	申请日	2016-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	重庆康超医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆康超医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆康超医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	冯文 吴翠灵 江斌 郑煜春 蓝尚文 郝飞虎 舒元平 李营营 廖利民 高丽娟		
发明人	冯文 吴翠灵 江斌 郑煜春 蓝尚文 郝飞虎 舒元平 李营营 廖利民 高丽娟		
IPC分类号	A61B5/20 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/204 A61B8/00 A61B8/5223		
代理人(译)	钱丽华		
审查员(译)	李怡雪		
其他公开文献	CN106562794A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种膀胱测容实现方法，其包括：整机控制；探头扫描控制；超声信号发射接收控制；图像处理控制及超声成像；根据获取的图象信息勾勒出多个膀胱截面的边界二维坐标，将每个面的所有边界点的二维坐标转换为三维坐标，将三维坐标采用OpenGL建3D膀胱模型；将所述膀胱3D模型从上到下等分为n层，n为膀胱的超声深度，再将每一层面积算出，最后进行累加即可得出膀胱体积。本发明还涉及一种膀胱测容装置。本发明能方便无痛的进行膀胱容积的定量测量，减少医源性泌尿系统感染，减少了频繁插导管的痛苦，操作方便，同时，对于盆腔肿瘤放疗中的膀胱充盈能够很好的控制，使得盆腔肿瘤放疗能够精确定位，达到精确放疗的效果。

