文章编号: 2095-2163(2022)09-0081-07

中图分类号: R318.04 文献标志码: A

三维运动合成的弧形扫描 UBM 系统设计

马 莎,张浩强,杨逸柔,郑 政

(上海理工大学健康科学与工程学院,上海 200093)

摘 要:针对眼球的球状结构,本文提出了一种运动合成的弧形扫描超声生物显微镜(UBM)方案,将弧形扫描分解为3个维度的直线或旋转运动,由这些简单运动合成实现弧形扫描。为验证该方案,本文还设计了一个超声成像系统,该系统由3部分组成:三维运动合成的扫描装置,带动超声探头做任意曲率的弧形运动;以现场可编程门阵列(FPGA)为信号处理主芯片,AD 采集、带通滤波、幅度检测等电路构成的超声扫描与信号处理电路;人机接口控制整机运行并实现弧形扫描图像校正和数字 扫描变换(DSC)的上位机控制系统。初步实验验证,该方案能准确实现适用于眼前节检查的任意曲率弧形扫描,且控制简 单,是一种有潜力、低成本的眼球弧形超声扫描解决方案。

关键词:超声生物显微镜;弧形扫描;超声成像;现场可编程门阵列;数字扫描变换

Design of 3D motion synthesis arc scanning UBM system

MA Sha, ZHANG Haoqiang, YANG Yirou, ZHENG Zheng

(School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

[Abstract] Aiming at the spherical structure of the eyeball, this paper proposes a motion synthesis scheme of arc-shaped scanning Ultrasound Biomicroscopy (UBM), which decomposes the arc-shaped scanning into three dimensions of linear or rotational motion, and realizes the arc-shaped scanning by combining these simple motions. In order to verify the scheme, an ultrasonic imaging system is designed, which consists of three parts: the scanning device of three-dimensional motion synthesis which drives the ultrasonic probe to move with arbitrary curvature, the ultrasonic scanning and signal processing circuit composed of circuits such as AD acquisition, the band pass filtering and amplitude detection with field programmable gate array (FPGA) as the main signal processing chip, and man-machine interface which controls the operation of the whole machine and realizes arc scanning image correction and digital scan converter (DSC) of the APP. Preliminary experiments show that this scheme can accurately realize arbitrary curvature scanning for anterior segment examination, and is simple to control. It is a potential low-cost solution for arc ultrasound scanning of eyeballs.

[Key words] ultrasound biomicroscopy; arc scan; ultrasonic imaging; field programmable gate array; digital scan converter

0 引 言

超声生物显微术(Ultrasound Biomicroscopy, UBM)是20世纪90年代开始发展的一种B型超声 影像学技术^[1]。因采用了超高频超声波,具有微小 分辨力,在体表器官如眼球、皮肤的临床检查中具有 广泛的应用,可对晶状体、睫状体、虹膜、巩膜等眼前 节重要结构无损显微成像,所以在眼科应用尤为重 要^[2-3]。

受高频换能器制作工艺和成本等因素的影响, UBM 目前多采用单晶片换能器,机械扫描。由于眼 球的球状结构,常见的扇形扫描信息丢失严重,界面 折射图像存在较大的形变^[4]。直线扫描虽然有所 改善,但只有在房角等曲率平缓的部位才有比较好的效果^[5]。

理论上,弧形扫描是最适合用于眼前节的扫描 方式。弧形扫描的超声束基本垂直入射眼球表面, 能量损失小,成像质量高。但由于弧形扫描的圆心 在眼球内部,故机械扫描实现比较困难。

目前商品化的弧形扫描系统只有美国 ArcScan 公司的 ArcScan Insight 100,通过直线导轨和弧形导 轨运动配合来实现弧形扫描^[6-7]。该设备配合固定 眼罩,不仅能获得极高的成像质量,且能实现眼前节 的精密生物测量,使用方便^[8]。但弧形导轨曲率固 定,定制部件成本也较高。

本文提出了一种运动合成的弧形扫描 UBM 方

作者简介:马 莎(1996-),女,硕士研究生,主要研究方向:医学超声成像、医学电子;张浩强(1994-),男,硕士,主要研究方向:超声电子学、 医学超声成像;杨逸柔(1998-),女,硕士研究生,主要研究方向:医学超声成像、医学电子;郑 政(1961-),男,博士,研究员,硕士 生导师,主要研究方向:医学超声成像、生物医学电子学。

通讯作者: 郑 政 Email: zhengzhengnew@icloud.com

收稿日期: 2022-02-23

案,将弧形扫描分解为3个维度的直线或旋转运动, 由这些简单运动合成,实现弧形扫描。直线和旋转 运动的驱动和传动机构可选择通用部件,成本低廉, 有利于降低最终产品成本,而且控制灵活,可以通过 算法实现任意曲率的弧形扫描,包括直线扫描。

1 系统设计

1.1 扫描装置

三个维度的运动为一维的旋转运动和 2 个维度 的直线运动,三维运动机构分别由 3 台步进电机驱 动,直线运动由旋转运动通过丝杠副实现,旋转电机 则搭载在直线运动机构之上。2 个互相垂直的直线 运动可以合成任意曲率的弧形运动,旋转电机则带 动固定在其轴上的摆杆旋转,使摆杆轴线始终指向 圆弧中心。超声探头安装在摆杆端头,超声束随着 三轴的运动实现弧形扫描,如图 1 所示。





Fig. 1 Arc scanning diagram of 3D motion mechanism

电机控制由同一个 CPU 实现,考虑运动合成要求3 台电机精密配合,CPU 的运算能力和速度要求非常高,本方案选用一种时钟频率为168 MHz 的32 位 CPU 实现电机控制。先将实现不同曲率弧形扫描所对应的参数存入 CPU 的 SRAM 中,当接收到上位机要求进行某一曲率弧形扫描的指令后,CPU 即调出该模式参数,控制电机运行。

弧形扫描参数的产生如图 2 所示。图 2 中, A 为超声换能器, B 为射频同轴连接器, C 为摆杆, 摆 杆安装在旋转电机轴心 O_s 上, 超声探头的焦距为 r。扫描过程中,旋转电机在以 O_e 为圆心、D₂ 为半 径的弧线 O₂上运动, 探头的表面在以 O_e 为圆心、D₁ 为半径的弧线 O₁上运动。L_t 为超声探头表面到旋转 轴心 O_s 的距离, O 为旋转电机原点位置, 也为弧形 扫描的中点位置, P_1 为扫描起始时旋转电机位置, P_2 为完成一次弧形扫描后旋转电机位置。



图 2 弧形扫描参数示意图

Fig. 2 Schematic diagram of arc scanning parameters

欲实现角度为 θ ,曲率半径为 r_e 的扇形区域弧形扫描,则扫描线数N至少应为:

$$N = (int) \frac{\pi r_c * \theta}{90 * \Delta m}$$
(1)

其中, Δm 为超声探头的横向分辨力。

根据几何关系可知,旋转电机的轴心旋转角度 $\theta_1 = \theta$,扫描过程中,旋转电机做匀速运动。为便于 串口通信,扫描帧率设置为 0.5 帧/s,即每隔 $\frac{2}{N}$ s 发 射一次超声,则旋转电机角速度 $\omega = \frac{\theta_1}{2}$,角位移、轴 心在 X,Y轴的位置见式(2):

$$\frac{\dagger}{1} \frac{\theta_1(t)}{\theta_1(t)} = -\frac{\theta_1}{2} + \omega(t - t_0)$$

$$\frac{\dagger}{1} X(t) = x_{sta} + (r_c + r + L_t) \sin \theta_1(t)$$

$$\frac{\dagger}{1} Y(t) = \gamma_{sta} + (r_c + r + L_t) (1 - \cos \theta_1(t))$$
(2)

其中, x_{sta} 、 y_{sta} 分别为 O_s 在 X、Y 轴上的起始位置, t_0 为起始时刻。

针对任意扫描曲率半径、角度,事先算出各电机 位移值,做成数据表,存入 CPU 的 SRAM 中。

扫描机构还安装有一个旋转中点位置传感器和 一个 X 轴中点位置传感器。此外,每个轴上有一个 对应的位移传感器,以便于实时监测各轴上位移情 况。

1.2 超声扫描与信号处理电路

超声扫描与信号处理电路采用单通道脉冲回波 方案设计,如图3所示。考虑到分辨力和探测深度 等因素,超声换能器的中心频率为 50 MHz,带宽为 30 MHz,焦距为 9 mm,置于摆杆顶端,超声发射和 接收与超声换能器做弧形或直线运动是同步进行 的,FPGA 收到上位机控制系统"开始指令"后,等时 间间隔发射超声与接收回波信号,数字化处理后缓

存入 SSRAM 中。当 FPGA 检测到中点位置传感器 发出的有效信号后,标记当前处理的扫描线条数, 再进行 N/2 条超声扫描后停止超声发射,并读出 SSRAM 中用于成像的数据上传给上位机,完成一帧 图像扫描。



图 3 超声扫描与信号处理电路

Fig. 3 Ultrasonic scanning and signal processing circuit

为保证信号质量,用数字方法处理回波信号,回 波信号经时间增益补偿电路(TGC)放大处理后,由 一个采样频率为 200 MHz,位数为 14 bit 的模数转 换器(ADC)转换成数字信号,并由后续的 FPGA 做 带通滤波和幅度检测处理。FPGA 还同时控制超声 脉冲的发射和 TGC 对回波信号的放大处理。每帧 图像采集 N 条扫描线,而每条线采集2 048 个点。 使用有限脉冲响应(FIR)数字带通滤波器对采集后 的回波信号进行滤波处理,滤波器的通频带为 20~ 60 MHz,阶数为 20,窗函数为汉宁窗。射频滤波后 FPGA 中的双平行分支结构的 IQ 正交解调电路对 回波信号进行幅度检测。

1.3 上位机控制系统

1.3.1 弧形扫描 UBM 系统

成像系统各部分的运转和相互协调由一台 PC 控制,此外,PC 还负责将 FPGA 上传的图像原始数 据进行成像运算并显示和保存,称其为上位机控制 系统。上位机控制系统根据需求对整机进行控制。

弧形扫描 UBM 系统有指令输入功能和超声图 像显示功能,通过其输入控制指令,如扫描装置的复 位、回原点等及扫描参数。为快速验证整机的设计 思想,上、下位机之间通过串口通信。为确保上、下 位机间通信的准确性,建立了专门的通信协议,每次 传输 16 字节的十六进制数,由起始码、指令码、参 数、检验码和结束码组成。

指令分2种。一种只和电机运转有关,指令信 号只传送给电机控制 CPU,比如复位、当前位置、紧 急制动、回原点、电机使能、脉冲输出功能,CPU 接 收并解析指令后,执行对应程序,控制三轴运动机构 运转并将反馈信息回传给上位机控制系统。另一种 和超声扫描有关,同时控制下位机 CPU 和 FPGA,指 令信号同时传达给两者。扫描指令分 2 步下传:第 一步下传扫描参数,CPU 和 FPGA 解析后根据参数 做准备;第二步下传开始扫描指令,CPU 获得指令 后立即执行,控制三轴运动机构带动超声探头运动; 同时开始发射超声与接收超声回波信号。一次扫描 完成后,FPGA 从 SSRAM 中读出用于成像的扫描图 像数据并上传给上位机控制系统,上位机控制系统 对扫描图像做图像校正、数字扫描变换后显示此图 像。弧形扫描有"默认"和"可选"两种模式。其中, "默认"模式为固定扫描曲率半径为 7.7 mm 的弧形 扫描;"可选"模式为根据用户需求,输入任意曲率 半径实现对应弧形扫描。根据以上分析,设计了弧 形扫描 UBM 系统,界面如图 4 所示。

1.3.2 弧形数字扫描变换

扫描图像数据存储格式为极坐标形式,显示平 面为直角坐标形式。弧形扫描方式下,近场数据欠 采样,远场数据过采样,为确保图像正确显示,需对 扫描图像做数字坐标变换和插值计算、即数字扫描 变换(DSC)。

经校正后的图像,按行存储每条扫描线,未经 DSC显示的图像,左侧为近场区,右侧为远场区,虚 拟圆心靠近远场区,数字扫描变换时,以虚拟圆心为 原点建立直角坐标与极坐标系。考虑到计算简便、 整数取整等因素,将每条扫描线上的像素点前后位 置对换,即把原点调换到图像左侧,数字扫描变换后 再将图像水平翻转。



图 4 弧形扫描 UBM 系统界面 Fig. 4 The interface of arc scanning UBM system

弧形扫描方式示意图如图 5 所示,采样平面有 N条扫描线,每条扫描线有M个采样点,扫描的最大 角度和扫描深度分别为 θ_{max} 和R,则扫描线上的角 度增量 $\Delta\theta$ 和径向距离增量 ΔR ,可由如下公式计算 求出:

$$\frac{\partial}{\partial t} \Delta \theta = \frac{\theta_{\text{max}}}{N-1}$$
(3)



图 5 弧形扫描方式示意图 Fig. 5 Schematic diagram of arc scanning mode

直角坐标与极坐标变换如图 6 所示。图 6 中, O'表示弧形扫描中的虚拟圆点, O表示直角坐标系 的 坐 标 原 点, 显 示 平 面 上 任 意 一 像 素 点 $Z(X_a, Y_a)$ 在采 样 平 面 上 对 应 的 极 坐 标 点 为 (R_s, θ_s) , 数学计算公式可以表示为:

$$\hat{\vec{I}}_{i} \theta_{s} = tg^{-1} \underbrace{\underbrace{\bigotimes}_{i} Y_{d}}_{e} \underbrace{\underbrace{\bigotimes}_{i} Y_{d}}_{e} + l_{0} \cos \frac{\theta_{\max} \div}{2 \not{\varphi}} \div \underbrace{\underbrace{\bigotimes}_{i} X_{d}}_{e} + l_{0} \cos \frac{\theta_{\max} \div}{2 \not{\varphi}} + Y_{d}^{2}$$
(4)

其中, *l*₀ 表示扫描线最后一个采样点到虚拟圆心间距离。



图 6 直角坐标与极坐标间变换

Fig. 6 Transformation between cartesian and polar coordinates

进而可得该像素点对应存储平面的行地址 ADR 和列地址 ADC,此处将用到的数学公式可写为:

$$\hat{\vec{T}} ADR = \frac{N}{2} + \frac{\theta_s}{\Delta \theta}$$

$$\hat{\vec{T}} ADC = \frac{R_s - l_0}{\Delta R}$$
(5)

由于显示像素点数与存储器存储单元数不等, 计算后的行列地址存在小数,需用 R-Theta 算法进 行数据插补。取 ADR 和 ADC 的整数部分作为存储器 的行、列地址 (i, j),即 i = (int) ADR, j = (int) ADC, ADR 和 ADC 的小数部分则作为数据插补 的角度修正系数 θ_{err} 和模修正系数 r_{err} 。显示平面上 的任一像素点 $Z(X_d, Y_d)$,可从扫描图像存储器平 面对应的单元中找到与 Z 相邻的 4 个像素点 P(i, j),P(i, j+1),P(i+1, j),P(i+1, j+1),如图 7 所示,使用这 4 个点分别在径向和角度上进行一维 线性插值计算,即可得像素点 Z 的像素值。



图 7 二维线性插值 Fig. 7 Two dimensional linear interpolation

欲提高计算速率,采取了3个对策:

(1)查找表:对显示图像的每一个像素位置做 坐标变换,得到各像素点对应原始数据在存储器中 的行列地址(i, j)、插值计算中的径向修正系数 r_{err} 和角度修正系数 θ_{err} ,如式(6)所示:

$$\dot{\vec{t}}_{i} i = (int) \underbrace{\underbrace{\partial \Theta_{s}}{\partial \Delta \theta}}_{\Theta \Delta \theta} + \frac{N \ddot{O}}{2 \not{\sigma}}$$

$$\ddot{\vec{t}}_{j} j = (int) \underbrace{\partial \Theta_{s}}_{\Theta \Delta R} - l_{0} \ddot{O} \\
\dot{\vec{t}}_{O} \partial \theta_{err} = \frac{\theta_{s} - \Delta \theta * i}{\Delta \theta}$$

$$(6)$$

研究中,事先将这些数据做成查找表,可减少成 像运算中的时间消耗。

(2)取整运算:计算得出的径向修正系数和角

度修正系数,均为0~1间的小数,将其放大10000 倍,转成0~10000的整型数参与插值计算,最后,计 算结果整除10000,得到0~255的灰度级图像像素 值。

(3)分段插值:扫描图像将成像运算转换为显 示图像,并不是所有的像素点都需插值计算,如偏离 轴向角度超过 ^θmax</sup> 的像素点,可直接将其像素值设 为背景值。另外,弧形扫描中,存在近场欠采样、远 场过采样,一般只在近场区做插值计算,对图像区域 进行分段插值可提高计算效率。分段插值的方法可 表述为:真实图像外的像素点,像素值设为0;弧向 上和径向上的修正系数同时小于某一临界值,像素 值设为扫描图像像素值;只有径向修正系数小于某 一临界值,在弧向上做插值计算;以上条件均 不满足,同时在弧向上和径向上做插值计算。

2 实验与结果

系统经装配调试,可以实现预期扫描功能,并能 实现弧形扫描或线性扫描后将扫描图像上传至上位 机控制系统。在目前上、下位机串口通信的前提下, 扫描速率最大可达2帧/s,扫描角度最大可达72°, 扫描曲率半径为0~34 mm。

用一个圆柱形靶和一个平面靶作为扫描体模, 圆柱形靶是一个半径为8 mm、表面光滑的铁质圆柱 体,平面靶是一个长45 mm、宽19 mm、表面光滑的 铝片,对两者分别进行线性扫描与弧形扫描超声成 像,扫描示意如图8 所示。在容器中放入体模,加入 蒸馏水,将三轴运动机构逆时针旋转90°,超声探头 在体模上方。上位机控制扫描装置带动超声探头做 扫描曲率半径为8 mm、扫描角度为72°的弧形运动 或直线运动,扫描深度均为7.68 mm,扫描曲率半径 与圆柱形靶半径相同,两者圆心尽量重合,同时 FPGA 控制超声探头发射超声与接收回波信号。

体模弧形扫描超声成像具体见图 9。图 9(a) 为弧形扫描圆柱形靶超声成像,图像为一个处处清 晰可见的圆弧形,圆弧半径为 8.027 mm,圆心角为 72.4°,与圆柱形靶的实际值相比,半径相对误差为 0.338%,圆心角相对误差为 0.556%;图 9(b)为弧形 扫描平面靶超声成像,图像为中间清晰、两边模糊的 一条直线。

体模线性扫描超声成像如图 10 所示。图 10 (a)为线性扫描圆柱形靶超声成像,图像为中间清 晰显示,两边越来越模糊,直至无法显示的圆弧形; 图 10(b)为线性扫描平面靶超声成像,图像为处处 清晰可见的一条直线。



图 8 体模弧形扫描与线性扫描示意图





(a) 圆柱形靶



(b) 平面靶







图 10 体模线性扫描超声成像

Fig. 10 The model linear scanning ultrasonic imaging

结束语 3

本文提出并验证了一种新的弧形扫描 UBM 方 案,该方案将弧形扫描分解为3个维度的直线运动

或旋转运动,由这些简单的运动合成实现弧形扫描。 直线运动与旋转运动的驱动和传动机构选择通用部 件,可有效降低最终产品成本,且控制灵活。初步实 (下转第93页)