

DOI: 10.3969/j.issn.1671-024x.2026.01.012

基于电阻抗成像的多叶准直器控制系统设计

王琦, 吴俨洛, 李秀艳

(天津工业大学 电子与信息工程学院, 天津 300387)

摘要: 为解决放射治疗过程中因为肿瘤靶区变化而影响靶区治疗精度与疗效的问题, 设计了一套基于电阻抗成像(EIT)技术的多叶准直器(MLC)控制系统以应用于医学成像技术领域和放射治疗领域的实验教学过程。首先使用EIT数据采集设备采集电阻抗参数, 再将其通过无线路由发送至上位机的软件系统中, 利用图像重建算法完成电阻抗图像重建; 根据重建图像和多叶准直器叶片控制算法确定模拟肿瘤目标物的中心位置和叶片的位置坐标; 将叶片移动的目标位置坐标发送至多叶准直器的控制电路, 由控制电路驱动叶片完成对应位置的移动, 同时记录模拟肿瘤目标物的实际移动距离和多叶准直器叶片的移动距离并进行定位精度分析。结果表明: 平均偏差与标准偏差均低于2.8 mm, 表明目标物与多叶准直器叶片之间的相对移动距离测量结果具有良好的 consistency, 且误差水平较低。本系统可实时显示成像结果和当前叶片位置, 能够直观地对比目标物与MLC叶片的定位结果, 对实现肿瘤的安全实时图像追踪和提高肿瘤放射治疗疗效具有重要的参考价值。

关键词: 电阻抗成像(EIT); 多叶准直器(MLC); 动态放射治疗; 叶片定位; 控制系统

中图分类号: TP391.4; TP29

文献标志码: A

文章编号: 1671-024X(2026)01-0085-09

Design of multi-leaf collimator control system based on electrical impedance tomography

WANG Qi, WU Yanming, LI Xiuyan

(School of Electronics and Information Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China)

Abstract: A multi-leaf collimator (MLC) control system based on electrical impedance tomography (EIT) is proposed to mitigate the impact of tumor target area variations on treatment precision and outcomes during radiotherapy, specifically for use in experimental teaching within medical imaging and radiotherapy disciplines. The electrical impedance parameters are acquired using an EIT data acquisition device and transmitted to a host computer software system via a wireless router, where image reconstruction algorithms are employed to generate electrical impedance images. Based on the reconstructed images and MLC leaf control algorithm, the central position of the simulated tumor target and the positional coordinates of the leaves are determined. These target coordinates for leaf movement are then transmitted to the MLC control circuit, which drives the leaves to move to the corresponding positions. Simultaneously, the actual displacement of the simulated tumor target and the movement distance of the MLC leaves are recorded to perform a positioning accuracy analysis. The results show that: The mean deviation and standard deviation are both below 2.8 mm, indicating that the measured relative displacement between the target and the multi-leaf collimator leaves shows good agreement with low error levels. The system can display imaging results and current leaf positions in real time, allowing for an intuitive comparison between the target and MLC leaf positioning. This holds significant reference value for achieving safe, real-time image-guided tracking of tumors and improving the efficacy of radiotherapy.

Key words: electrical impedance tomography(EIT); multi-leaf collimator(MLC); dynamic radiation therapy; blade positioning; control system

收稿日期: 2024-04-11

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(62072335)

通信作者: 王琦(1985—), 女, 博士, 教授, 主要研究方向为生物医学图像智能计算及嵌入式系统。E-mail: wangqitju@163.com

癌症一直是威胁人类健康的重大疾病,其发病率呈逐年上升的趋势,死亡率也一直居高不下^[1]。根据世界卫生组织(WHO)国际癌症机构发布的 2022 年全球癌症的发病率与死亡率报告,肺部癌症的发病率、死亡率均居首位。在我国,肺癌同样是发病率与死亡率最高的癌症^[2]。

放射治疗方法利用放射线的生物学效应消灭癌细胞或抑制其生长,被广泛应用在医治癌症领域^[3]。在放射治疗过程中,放射线同样会对正常的细胞造成损伤,因此需要精确定病灶位置并对其进行局部的放射治疗,目的是做到既不伤害正常的健康组织又不遗漏需要治疗的癌细胞组织。调强适形放射治疗(intensity modulated radiation therapy, IMRT)是一种在放射治疗区域内通过调整射线剂量实现剂量的均匀分布,根据治疗需求对放射照射体积进行剂量调整的方法^[4],该方法能够让几何形状与肿瘤在射野内的形状保持一致,同时保障周围正常组织和器官受到较小剂量照射,这一功能通常使用多叶准直器(multi-leaf collimator, MLC)来实现^[5]。多叶准直器是一种适形放射束的机械运动部件,通过叶片的排列和运动来精准定位肿瘤目标,能够在完成对肿瘤病灶的精准定位的同时实现适形照射,最大程度减小放疗所带来的副作用^[6-7]。

在调强适形放射治疗过程中,由于在放射治疗时的摆位精度、患者的呼吸运动等因素引起肿瘤靶区运动,使得肿瘤移出放射线的照射范围,从而使正常的组织受到放射线照射,影响到靶区治疗精度与疗效^[8]。为避免正常组织受到放射线的损害,提高放射治疗的效果,需要对目标肿瘤实现精准、实时、安全的图像引导追踪^[9]。图像引导放射治疗(image-guided radiation therapy, IGRT)在放射治疗技术上增加时间尺度,实现对病灶的图像引导追踪^[10]。目前的图像引导手段以磁共振成像(MRI)和 X 射线计算机断层扫描(CT)等技术为主,但其仅能够提供静态的图像评估,导致成像速率难以满足对肺部肿瘤进行实时追踪的要求,且在实际使用时对人体仍具有一定的副作用^[11]。研究表明,人体组织的电特性参数对癌变具有敏感性,癌变组织与正常组织的阻抗值具有明显的差异,大部分癌变组织比正常组织阻抗值高^[12],所以人体组织的电阻抗能够作为识别癌症肿瘤的技术指标^[13]。电阻抗成像技术(electrical impedance tomography, EIT)是一种无创、非侵入式、成本低的检测技术^[14],其主要实现方式是使用电极阵列在人体表面通过驱动电流或电压来采集电阻抗信息,基于采集到的信息重建电阻抗分布图像^[15]。EIT 技术具有较高的采集速度,同时具有无辐射、低成

本、易操作等优点,能够实时识别区分癌变组织与正常组织,非常适合用于放射治疗过程中对肿瘤长期的实时监测与追踪^[16]。

文献[17]提出了基于肺部电阻抗成像的机械通气控制系统,通过建立肺部模型和设计模糊 PID 控制器,实现了对肺局部信息的有效监测。文献[18]研发了一种可直接应用于微创手术机器人的电阻抗扫描系统,基于电学测量和 EIT 算法来重建电导率分布,有助于外科医生检测表层下的目标区域。文献[19]创建了一种可穿戴的高帧频 EIT 系统,能够实时监测肺部呼吸和心率等生物信号。上述系统通过将 EIT 可视化结果控制机械运动,为实现肿瘤位置的动态可视化定位及多叶准直器的实时智能调控提供了新的技术思路。

为探索精准、实时且安全的动态肺部肿瘤放疗新路径,本文开发了基于电阻抗断层成像控制的多叶准直器系统。该系统形成了一款精度高、响应快、成本低的适形放疗集成原型,旨在为提升肿瘤放疗疗效、降低放射性肺损伤风险及动态放疗技术研究提供新的解决方案。此外,本研究针对医学成像与放射治疗设备相关实验教学需求,模拟了精准外部放射束治疗流程,未来计划作为教学辅助工具或研究模型,应用于教学机构及小型科研团队。

1 系统总体方案设计

本文以 EIT 技术为图像引导手段,设计了基于电阻抗成像的多叶准直器控制模拟系统。该系统主要分为 EIT 数据采集系统和多叶准直器控制系统两大部分,由系统控制界面下达指令来完成设备之间数据的稳定传输,实现电阻抗成像与多叶准直器的技术集成。EIT 数据采集系统完成对电信号的快速采样,同时使用高灵敏度的电极为图像重建和目标识别提供有效的电阻抗数据;多叶准直器控制系统基于 EIT 采集系统的成像结果和控制算法实时地完成对叶片位置的精准控制,能够应用不同的叶片数量。系统的整体方案设计如图 1 所示。

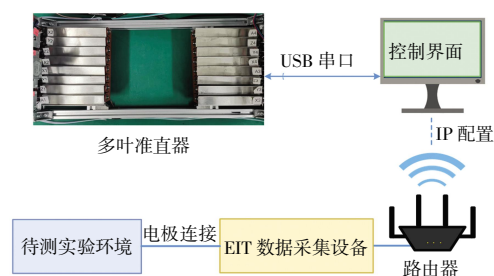


图 1 控制系统的总体方案设计

Fig.1 Overall scheme design of control system

首先完成待测实验环境的搭建,再将待测实验环境与 EIT 数据采集设备通过电极传感器相连接,提供电阻抗数据的采集源;接着使用无线路由建立 EIT 数据采集设备与上位机控制界面的 TCP/IP 协议连接,将电阻抗数据存储在上位机中,在上位机的控制界面完成电阻抗图像的重建和目标病灶的定位;最后通过 USB 串口协议建立多叶准直器设备与上位机控制界面的有线连接,完成电阻抗数据到叶片位置信息的转化,模拟多叶准直器叶片移动到目标病灶轮廓的过程。

2 硬件系统设计

2.1 硬件设计框架

基于电阻抗成像的多叶准直器控制系统的硬件设计框架如图 2 所示。

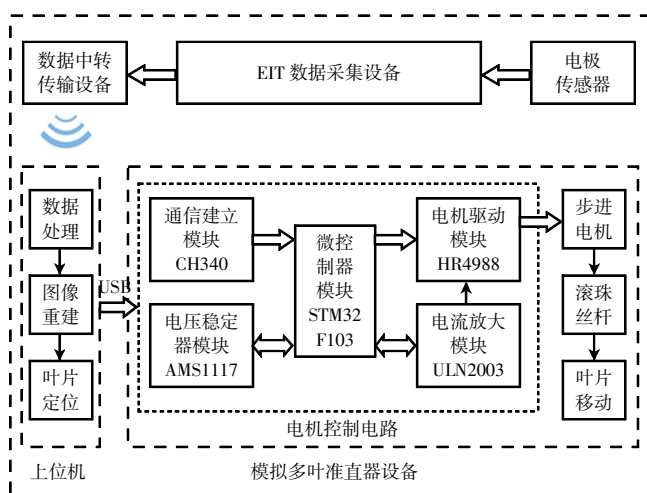


图 2 控制系统的硬件设计框架

Fig.2 Hardware framework for control system

图 2 中,硬件部分主要由 EIT 数据采集设备、模拟多叶准直器设备、上位机、电极传感器和数据中转传输设备等 5 部分组成。

电极传感器使用定制焊接的铜制电极;数据中转传输设备使用支持 TCP/IP 协议的无线路由器;上位机为系统软件的编辑平台,在连接各设备的同时向各设备发送控制指令;EIT 数据采集设备由 FPGA+ARM 双核心完成控制,包括激励驱动模块、多路选通模块、AD 数据采集模块、数据存储与传输模块、通讯建立模块;模拟多叶准直器设备基于商用多叶准直器的工作原理进行模拟,由成对设置的不锈钢叶片、提供动力的步进电机、控制电机运行的电机控制电路、负责转换运动方向的滚珠丝杆、负责改变传动方向的传动结构和搭载各配件的结构装配支架组成。

2.2 模拟多叶准直器设计

图 3 为模拟多叶准直器设备的设计。

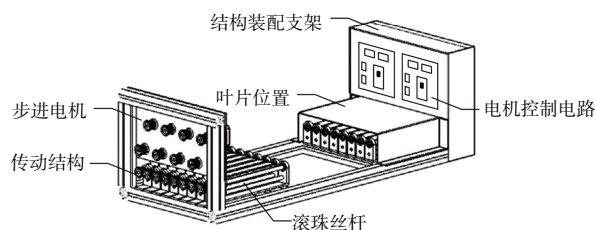


图 3 模拟多叶准直器设备的设计

Fig.3 Design of simulated MLC equipment

步进电机、滚珠丝杆、传动结构、不锈钢叶片和电机控制电路都装配在结构装配支架上。步进电机采用 SUMTOR 公司设计和生产的 35HS2808A4,电机通过控制接收的脉冲数量来控制角位移量,进而实现对多叶准直器叶片位置的精准定位,同时还能够通过控制脉冲频率来调整电机运动的速度,使叶片的运动具有调速功能。

电机控制电路由主控制器电路、微控制器电路、电机驱动电路、电压稳定器电路、电流放大电路和通信建立电路组成。主控制器电路使用 GigaDevice 公司的 GD32F103 系列芯片来控制系统的 4 个微控制器电路,同时负责接收上位机发送的多叶准直器位置信息;微控制器电路使用 STMicroelectronics 公司设计生产的 STM32F103 系列芯片为主控,负责完成整个多叶准直器系统的通信连接建立、定位数据处理、逻辑运算方式等,该电路通过比对多叶准直器叶片的当前位置与新接收目标位置,能够科学判断其移动距离,进而确保每次叶片移动距离均为最小,从而提升整个系统的识别与定位效率;电机驱动电路使用嘉兴禾润公司的 HR4988 芯片来接收脉冲信号控制电机进行旋转运动,每个电机驱动电路驱动一片多叶准直器叶片完成移动;电压稳定器电路使用 UMW 公司的 AMS1117-3.3 芯片将输入电压稳定在 3.3 V,提高整个电路的电压稳定性;电流放大电路所使用的芯片为 TOSHIBA 公司的 ULN2003AFWG,其通过放大电流为其他电路的运行提供更大的驱动力,使电源得到有效的管理;通讯建立电路使用 WCH 公司的 CH340 串口转接芯片实现 USB 接口与主控制器电路之间的串口通信,建立模拟多叶准直器设备与上位机的通信连接。

本系统模拟多叶准直器设备所使用的叶片材质为不锈钢,每片叶片的长度为 120 mm、宽度为 22 mm。同时,为了避免在治疗过程中叶片的边缘出现辐射泄漏,在每个叶片之间都增加了小幅度的重叠设计,使得各叶片之间没有空隙^[20]。本系统设计的多叶准直

器设备的叶片数量和叶片尺寸可以根据实际的需要进行调整,叶片越多,对目标病灶的形状拟合程度就越好。

本系统使用滚珠丝杆作为多叶准直器叶片直线移动的载体,滚珠丝杆由螺纹轴和螺杆组成,螺纹上布满滚珠,螺杆上有供滚珠运动的导槽,螺杆的总行程为 110 mm。本系统的传动结构由同步传动轮和皮带构成,每一组步进电机的输出轴滚珠丝杆的螺杆都装配了同样的传动轮,皮带纵向连接输出轴和螺杆传动轮,实现了步进电机与滚珠丝杆的纵向传动。

2.3 硬件控制设计

本系统的 EIT 数据采集部分由激励驱动模块生成数字正弦激励信号;多路选通模块通过开关的循环切换来协助激励信号作用于电极传感器,同时实现相邻激励相邻测量的数据采集模式;AD 数据采集模块负责采集实时的电压数据,并通过压流转换将电压数据转化为电流数据,根据电流数据获得电导率分布;数据存储与传输模块将电阻抗数据存储在 FPGA 内部的 RAM 中,通过 FSMC 总线将数据传输至 ARM 部分的网口;通讯建立模块负责控制 EIT 成像系统的 IP 路由连接,实现 EIT 数据采集设备和上位机之间基于 TCP/IP 协议的无线通讯连接。

上位机根据采集的电阻抗数据进行图像重建,并基于重建图像,通过多叶准直器叶片控制算法计算出各叶片的目标位置坐标,随后将该位置信息发送至模拟多叶准直器设备。本文设计使用的模拟多叶准直器设备共有 16 枚叶片,各叶片运动过程为:多叶准直器

的主控制电路收到由上位机通过 USB 串口协议发送过来的叶片位置信息后,将位置信息按照对应的数据标签等分为 4 个部分,再通过 UART 通信协议发送至 4 个不同的微控制器电路,每个微控制器电路控制 4 个电机;由微控制器电路向电机驱动电路发送脉冲信号以驱动电机转动;电机的旋转运动通过传动结构转化为滚珠丝杆的直线运动;多叶准直器的叶片固定在滚珠丝杆上方,随着滚珠丝杆的移动来移动至对应位置。该系统的硬件装配外观如图 4 所示。

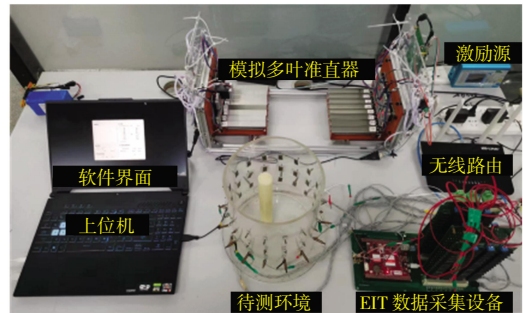


图 4 控制系统外观

Fig.4 Appearance of control system

3 软件系统设计

3.1 软件实现方案

本系统基于 PC 平台完成人机交互,其软件设计框架如图 5 所示,主要分为对硬件的控制和对软件的控制,可细分为 4 个模块:通信连接模块、数据采集成像模块、目标识别模块和叶片定位控制模块。

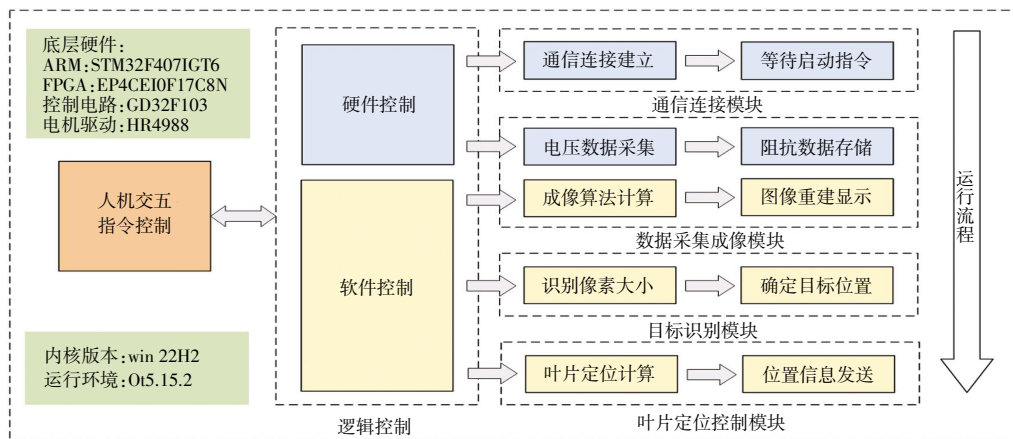


图 5 控制系统软件框架

Fig.5 Software framework of control system

(1) 通信连接模块:能够控制 EIT 系统的 IP 路由连接和多叶准直器控制系统的串口连接。

(2) 数据采集成像模块:能够控制 EIT 数据采集设备实时采集电压数据,根据所测数据获取被测目标

的电导率分布情况来完成图像的重建,能够根据实际需要切换多种图像重建算法,成像的结果能够实时显示在软件界面上。

(3) 目标识别模块:集成了定位目标物中心的功

能,根据重建图像中各像素的数值大小判断目标物的中心位置,实现对目标物的精准定位。

(4) 叶片定位控制模块:编写了对多叶准直器叶片位置的控制算法,基于目标识别模块所获取的目标物中心坐标及其与单个叶片的尺寸关系,可精确确定各叶片的最终位置,从而实现叶片沿目标轮廓精准停靠的控制目标,即除了目标物所覆盖的部分,多叶准直器其他部分的叶片皆处于完全闭合状态。

软件系统将多叶准直器叶片的位置坐标信息发送至模拟多叶准直器设备,同时能够在软件界面中以可变滑动条的方式显示出控制算法计算后的叶片位置,对多叶准直器叶片位置的确定起到了校准与监测的作用,最终实现目标物的实际位置与多叶准直器叶片位置的可视化对比。

3.2 图像重建算法

本系统图像重建的过程采用 Landweber 迭代算法。该算法是一种广泛应用于求解逆问题的常用方法^[2],通过迭代更新解向量以逼近真实解。初始求解的图像 x^0 的 Landweber 迭代过程的正则化方程如式(1)所示:

$$x^i = x^{i-1} - \alpha J^T(Jx^{i-1} - f) - \lambda R'(x) \quad (1)$$

式中: x^i 为求解的图像参数向量进行第 i 次迭代的结果; x^{i-1} 为第 $(i-1)$ 次迭代的结果; α 为数据保真项系数; J 为灵敏度矩阵; f 为电极传感器所测得的电压向量; λ 为正则化参数; $R'(x)$ 为正则化项的梯度。Landweber 迭代图像重建算法具有简洁易用、收敛性好以及成像效果优良的特点,适用于较为简单的线性逆问题,因此,非常适合应用于本文的电阻抗成像部分。

3.3 控制算法设计

本文设计了多叶准直器控制算法,用于定位多叶准直器叶片的目标位置,可适应任意叶片数量的多叶准直器设备,其流程如图 6 所示。

目标物在待测环境中移动到新位置,在得到该位置新的电阻抗重建图像后,首先确定重建图像电导率数据所预设的阈值范围,以阈值范围中数值最大的像素点作为目标肿瘤病灶的中心位置坐标 (x_0, y_0) ; 然后根据这一中心坐标位置的横纵向,将所有坐标位置分为 4 个区域,分别为左上、右上、左下和右下区域。本算法针对目标肿瘤病灶为类圆形的情况,使用圆柱形的胶棒来模拟肿瘤的形状作为测试用的目标物。该目标物圆形切面的半径为 R , 多叶准直器叶片的宽度为 d 。依据 R 与 d 的数值大小关系,分 2 种情形判定叶片最终移动的数量:若 $R < d/2$, 则仅需根据新接收的位置信息移动目标物中心坐标位置的叶片; 若 $R > d/2$,

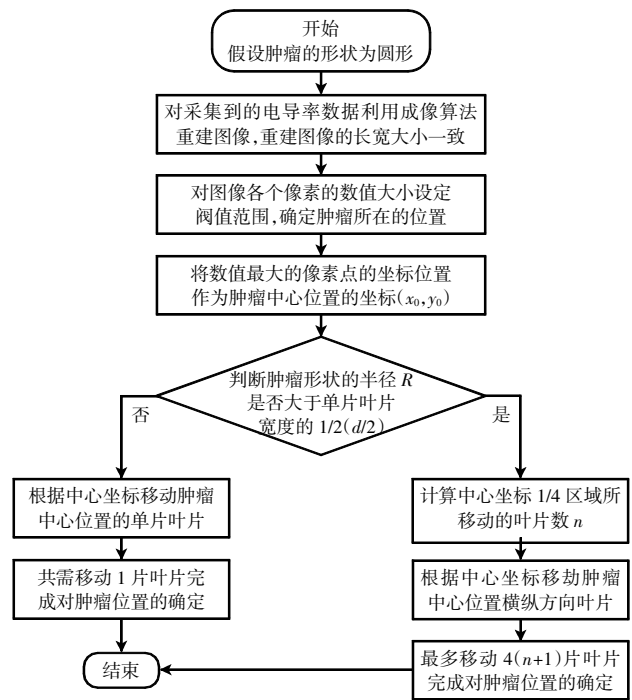


图 6 多叶准直器叶片定位的控制流程

Fig.6 Control flowchart for positioning blades of MLC

则需要计算基于目标物中心位置坐标划分的 4 个区域中单个区域所移动的叶片数 n , 其计算过程如式(2)所示:

$$n = \lfloor \frac{R - d/2}{d} \rfloor \quad (2)$$

式中: n 为单个区域所需要移动的叶片数, $\lfloor \rfloor$ 符号为对其中各参数的计算结果进行向下取整计算。

由于基于中心坐标位置将所有的坐标位置划分为 4 个区域, 同时包括中心坐标位置所在的叶片, 因此, 对目标肿瘤位置的定位至多需要移动 $4(n+1)$ 片叶片, 再根据目标肿瘤的中心位置坐标 (x_0, y_0) 以及目标物的圆形切面半径 R 能够计算出以下横纵坐标, 其计算过程如式(3)所示:

$$\begin{cases} x_l = x_0 - R \\ x_r = x_0 + R \\ y_u = y_0 + R \\ y_d = y_0 - R \end{cases} \quad (3)$$

式中: x_l 为目标肿瘤轮廓上中心位置正左端的横坐标; x_r 为正右端的横坐标; y_u 为目标肿瘤轮廓上中心位置正上端的纵坐标; y_d 为正下端的纵坐标。根据以上判断过程可以确定目标物轮廓的 5 个点坐标, 分别为 $(x_0, y_0), (x_l, y_0), (x_r, y_0), (x_0, y_u), (x_0, y_d)$ 。

因为目标物轮廓为类圆形, 所以基于目标物中心位置坐标单个区域所移动的叶片数 n , 选择使用极坐标来计算轮廓上各个像素点的坐标。极坐标中极角的

计算如式(4)所示:

$$\theta_i = i \frac{\pi}{2n} \quad (4)$$

式中: θ_i 为极坐标的极角; $i = 1, 2, \dots, 4n$; $\pi/2n$ 为各个极角的间隔大小。通过计算获得所有的极角后,舍弃角度为 $(\pi/2)$ 、 π 、 $(3\pi/2)$ 和 2π 这 4 个已知的像素点坐标位置的极坐标,得到 $(4n - 4)$ 个极坐标。最后根据式(5)将极坐标转换为直角坐标:

$$\begin{cases} x_i = x_0 + R \cdot \cos \theta_i \\ y_i = y_0 + R \cdot \sin \theta_i \end{cases} \quad (5)$$

式中: x_i 为轮廓上各个点的横坐标; y_i 为轮廓上各个点的纵坐标; x_0 和 y_0 分别为目标物中心位置的横坐标和纵坐标; R 为类圆形目标物的半径; $i = 1, 2, \dots, 4n$; θ_i 为各个目标物轮廓上像素点的极角。根据上述计算方案获得目标物轮廓上所有的像素点坐标后,将坐标位置信息发送至多叶准直器设备,最终控制多叶准直器叶片移动到各像素点坐标的相对位置上,完成整个系统的叶片定位控制全过程。

本系统在启动前,多叶准直器的各叶片均为完全闭合的状态,这是为了在控制系统启动后,缩短叶片的第 1 次移动距离,提高系统启动时实时定位的效率。基于本文设计的叶片控制算法,多叶准直器设备能够根据目标物移动的起始点和终点确定叶片需要移动的最短距离,精准定位叶片移动的位置,让叶片准确地移动至目标物轮廓上。在目标移动后,叶片控制算法对各叶片位置坐标的定位过程如图 7 所示。

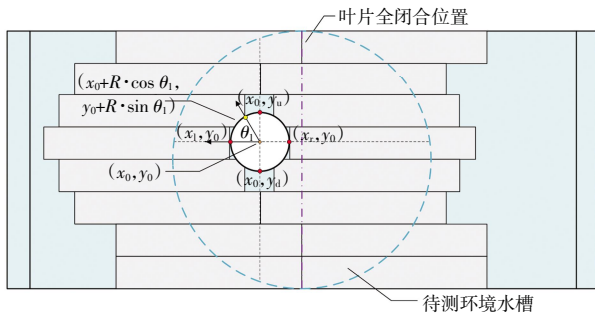


图 7 叶片控制算法定位叶片位置坐标演示

Fig.7 Demonstration of blade control algorithm to locate blade position coordinates

4 实验验证

为了验证本文所设计系统的可行性和定位精度,首先使用 EIT 数据采集设备从设计的待测环境中采集电阻抗参数,再将该参数通过无线路由发送至上位机的软件系统中,在软件系统中基于电阻抗参数利用图像重建算法完成对电阻抗图像的重建;然后根据重

建图像和多叶准直器叶片控制算法确定模拟肿瘤目标物的中心位置和叶片的位置坐标;接着将叶片移动的目标位置坐标数据发送至多叶准直器的控制电路,由控制电路驱动叶片完成对应位置的移动,同时记录模拟肿瘤目标物的实际移动距离和多叶准直器叶片移动前后的距离;最后,在完成多组实验后,对本文设计的多叶准直器控制系统在目标物运动位置上的定位精度进行了数据一致性评估。

4.1 实验过程

实验待测环境为装有固定浓度盐水的圆柱型亚克力水槽(底面积为 277.6 cm^2 , 高度为 24.3 cm , 厚度为 5 mm)。水槽中镶嵌了一圈共 16 个与其底面平行排列的铜制电极,通过铜制电极在水槽内的部分去接触盐水来采集电阻抗数据,通过铜制电极在水槽外的部分连接数据采集传输装置。水槽以固定浓度的盐水作为测量介质以模拟人体的内部状态^[22],电极采集到的电阻抗数据会随着水槽内盐水状态的变化而变化^[23]。

在盐水中放置一个小型圆柱体胶棒来模拟肿瘤在人体中的位置,根据软件系统重建后的图像,多叶准直器设备实时地接收和识别胶棒轮廓的对应位置,同时完成叶片对应位置的移动,使得各叶片将胶棒轮廓以外的部分全部闭合,仅留出胶棒的位置作为实际治疗的区域;然后将胶棒放置于一个新的位置,重复以上步骤;本文共进行 10 次实验,每次实验中使用相同的刻度面板进行多次精确测量,分别记录目标物和多叶准直器叶片在 X 水平方向的移动距离、在 Y 垂直方向的移动距离和位移的直线距离 S 共 6 种实验参数。

目标物和多叶准直器叶片的部分实时位置演示及其软件系统的重建图像如图 8 所示。

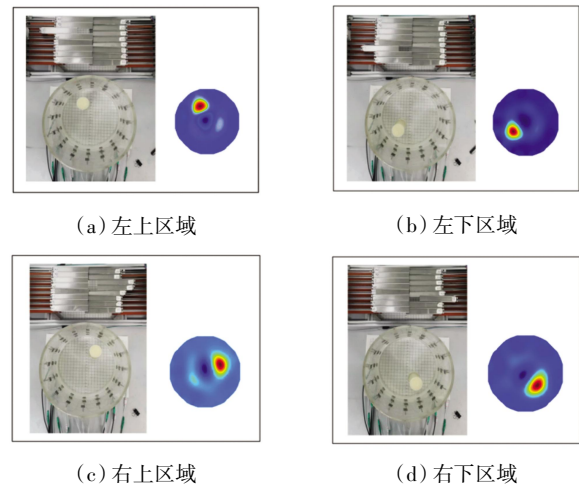


图 8 目标物放置在待测环境中不同位置的演示

Fig.8 Demonstration of placing target object at different locations in environment

在实验过程中,每次移动目标胶棒的位置后,本系统可以在 3 s 内完成图像的重建以及模拟多叶准直器叶片相应位置的移动。

4.2 定位精度评估

为了判断目标物在水槽中移动的距离与多叶准直器叶片根据识别结果移动的距离之间的数据一致性,同时确定本系统所使用的控制方法是否符合实际应用的位置定位精度要求,本文采用了几种常见的误差计算标准来评估系统的位置定位精度,包括平均偏差 (average absolute deviation, AAD)、标准偏差 (standard deviation, SD)、一元线性回归分析方法和 Bland-Altman 分析方法。AAD 是根据所有实验中不同方向移动距离的平均值和绝对偏差计算得到的评价参数,其核心计算方式是对绝对偏差求平均值;SD 同样是根据所有实验中不同方向移动距离的平均值和绝对偏差计算得到的评价参数,其计算过程的重点是对绝对偏差完成二次方计算后再求和;一元线性回归分析方法是针对不同方向的各距离数值进行一元线性回归分析,得到拟合直线的斜率和截距,最后通过评估和 2 个参数的大小关系来判断定位数据的一致性;Bland-Altman 分析方法是一种通过绘制散点图来展示现有数据分布情况的方法,以 2 个对比数据的均值作为横坐标,以 2 个对比数据的差值作为纵坐标,常用于评估数据之间一致性与偏差的情况。

本文所设计系统的数据一致性评价结果如表 1 所示,不同方向上移动距离的一元线性回归方程如图 9 所示。

表 1 本文设计系统的数据一致性评价结果

Tab.1 Evaluation of data consistency for system designed in this paper

测试参数	平均偏差 AAD/mm	标准偏差 SD/mm	一元线性回归方程
X 水平方向移动距离	1.34	1.48	$\alpha = 0.90$ $\beta = 4.29$
Y 垂直方向移动距离	2.53	2.77	$\alpha = 1.02$ $\beta = -3.38$
直线方向的移动距离	2.15	2.59	$\alpha = 1.01$ $\beta = -2.36$

由表 1 和图 9 可知,AAD 和 SD 的数值都在 2.8 mm 以内,同时拟合的一元线性回归方程的斜率 α 皆接近于 1,其截距 β 的数值也较小,由此表明目标物的移动距离和多叶准直器叶片的移动距离之间具有较好的数据一致性。

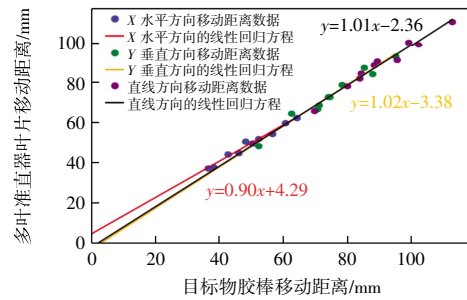
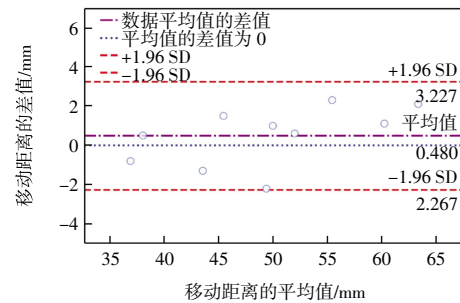


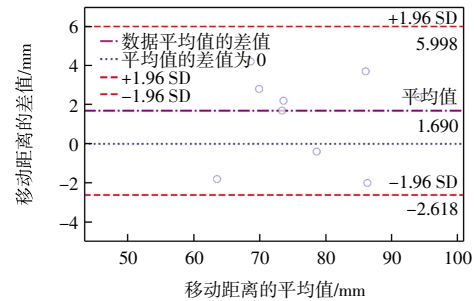
图 9 不同方向上移动距离的一元线性回归方程

Fig.9 Linear regression equation for moving distance in different directions

图 10 为目标物胶棒与多叶准直器叶片在 X、Y 方向移动距离的 Bland-Altman 分析对比。



(a) 胶棒与叶片在 X 水平方向移动距离数据对比



(b) 胶棒与叶片在 Y 垂直方向移动距离数据对比

图 10 实验距离数据对比结果的 Bland-Altman 差异

Fig.10 Bland-Altman analysis of the differences in experimental distance data comparisons

基于平均偏差的 95%置信区间来确定数据之间的一致性界限,该区间的范围大小为标准偏差的 1.96 倍。图 10 中 2 条橙色虚线表示 95%置信区间的一致性界限;紫色虚线为平均偏差的差值线,即 2 个测量数据差值均值的水平线;蓝色虚线表示差值均值为 0 的水平线。

由图 10 可知,代表平均偏差的差值线与表示差值均值为 0 的水平线的距离接近,同时各数据点都分布在 95%置信区间内,表明目标物的移动距离和多叶准直器叶片移动距离之间的数据一致性较好,数据之间偏差小,满足系统设备应用过程中对于位置定位的

精度要求。

综上所述,本系统能够正常完成电阻抗数据的测量、图像的重建、多叶准直器叶片的运动以及对目标物位置的精确识别,实验结果充分证明了本系统设计的稳定性与可行性,为利用 EIT 技术作为图像引导手段的多叶准直器控制系统在医疗领域的实际应用打下了基础。

5 结 论

本文设计了一种利用 EIT 技术控制多叶准直器叶片运动的高速度高精度集成系统,通过硬件设计和基于 PC 平台的软件系统设计,实现了在软件界面中实时显示成像结果和当前叶片位置;通过模拟对目标病灶的识别过程,实现了目标物位置与多叶准直器叶片定位结果的直观对比;最后通过实验验证了系统的可行性和目标物模拟病灶与多叶准直器叶片相对移动距离的误差分析。实验结果表明:

(1) 误差分析中 AAD 和 SD 的数值较小,均在 2.8 mm 以内,同时一元线性回归分析斜率约为 1,截距较小,且 Bland-Altman 图中各误差数据点均在 95% 置信区间内,表明目标物与多叶准直器叶片的相对移动距离数据高度一致,数据之间的误差较小。

(2) 本系统在动态放射治疗领域具有可行性,对实现肿瘤的安全实时图像追踪和提高肿瘤放射治疗疗效具有重要的参考价值。

参考文献:

- [1] ABDULLA U G, BUKSHTYNOV V, SEIF S. Cancer detection through electrical impedance tomography and optimal control theory: Theoretical and computational analysis[J]. *Mathematical Biosciences and Engineering*, 2021, 18(4): 4834-4859.
- [2] LI C, LEI S Y, DING L, et al. Global burden and trends of lung cancer incidence and mortality[J]. *Chinese Medical Journal*, 2023, 136(13): 1583-1590.
- [3] 张桃桃, 张红, 狄翠霞. 放射性药物在肿瘤靶向治疗中的应用[J]. *中国生物化学与分子生物学报*, 2022, 38(11): 1435-1442.
- ZHANG T T, ZHANG H, DI C X. Application of radiopharmaceuticals in targeted tumour therapy[J]. *Chinese Journal of Biochemistry and Molecular Biology*, 2022, 38(11): 1435-1442(in Chinese).
- [4] 张丝雨, 夏雨晴, 郭昌, 等. IMRT 技术应用于复发头颈部肿瘤脉冲式低剂量率放疗的可行性[J]. *中国医药指南*, 2022, 20(22): 77-80.
- ZHANG S Y, XIA Y Q, GUO C, et al. Feasibility of IMRT technology applied to pulsed low-dose-rate radiotherapy for recurrent head and neck tumours[J]. *Guide of China Medicine*, 2022, 20(22): 77-80(in Chinese).
- [5] 齐东洲. 调强适形放射治疗(IMRT)中若干优化问题的研究[D]. 上海: 华东师范大学, 2016.
- QI D Z. Research on several optimisation problems in intensity-modulated conformal radiotherapy (IMRT)[D]. Shanghai: East China Normal University, 2016(in Chinese).
- [6] 张惠玲, 许会军, 吴小良, 等. 多叶准直器叶片位置校准对胸部肿瘤 IMRT 计划验证的影响[J]. *中国医疗设备*, 2019, 34(8): 81-84.
- ZHANG H L, XU H J, WU X L, et al. Impact of multi-leaf collimator blade position calibration on IMRT plan validation for thoracic tumours[J]. *China Medical Devices*, 2019, 34(8): 81-84(in Chinese).
- [7] KWON S M, SHIM J G, CHON K S. Performance evaluation of the developed diagnostic multi-leaf collimator and implementation of fusion image of X-ray image and infrared thermography image[J]. *Journal of Radiological Science and Technology*, 2019, 42(5): 365-371.
- [8] 尚东平. 基于四维 CT 肺内孤立性肿瘤位移模型的构建与放疗临床应用[D]. 山东: 山东大学, 2019.
- SHANG D P. Construction and clinical application of radiotherapy based on four-dimensional CT displacement model of isolated tumours in the lung[D]. Shandong: Shandong University, 2019(in Chinese).
- [9] GAO H, LIN B W, LIN Y T, et al. Simultaneous dose and dose rate optimization (SDDRO) for FLASH proton therapy[J]. *Medical Physics*, 2020, 47(12): 6388-6395.
- [10] 屈超, 梁广立, 刘桂芝, 等. iSCOUT 图像引导定位技术在肺癌调强放疗中的临床应用[J]. *实用医学杂志*, 2019, 35(24): 3848-3852.
- QU C, LIANG G L, LIU G Z, et al. Clinical application of iSCOUT image-guided positioning technology in intensity-modulated radiotherapy for lung cancer[J]. *The Journal of Practical Medicine*, 2019, 35(24): 3848-3852(in Chinese).
- [11] 王硕, 董量, 刘启为, 等. 锥形束 CT 图像引导技术对降低肺癌放疗患者放射性肺损伤发生风险的影响[J]. *中华肿瘤防治杂志*, 2021, 28(10): 765-769, 775.
- WANG S, DONG L, LIU Q W, et al. Influence of cone-beam CT image-guidance technology on reducing the risk of radiation lung injury in patients undergoing radiotherapy for lung cancer[J]. *Chinese Journal of Cancer Prevention and Treatment*, 2021, 28(10): 765-769, 775(in Chinese).
- [12] BAGHBANI R, SHADMEHR M B, ASHOORIRAD M, et al. Bioimpedance spectroscopy measurement and classification of lung tissue to identify pulmonary nodules[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2021, 70: 1-7.

- [13] YIN X P, WU H C, JIA J B, et al. A micro EIT sensor for real-time and non-destructive 3-D cultivated cell imaging[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2018, 18(13): 5402-5412.
- [14] DA MATA A M M, DE MOURA B F, MARTINS M F, et al. Electrical conductivity effect on the performance evaluation of EIT systems: A review[J]. *Measurement*, 2021, 178: 109401.
- [15] 徐灿华, 董秀珍. 生物电阻抗断层成像技术及其临床研究进展[J]. *高电压技术*, 2014, 40(12): 3738-3745.
XU C H, DONG X Z. Progress of bioelectrical impedance tomography and its clinical research[J]. *High Voltage Engineering*, 2014, 40(12): 3738-3745(in Chinese).
- [16] WU C N, SOLEIMANI M. Frequency difference EIT with localization: A potential medical imaging tool during cancer treatment[J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 21870-21878.
- [17] 陈奇, 铁磊, 刘凯, 等. 基于肺部电阻抗成像的机械通气控制系统[J]. *机械设计与制造工程*, 2022, 51(9): 105-109.
CHEN Q, TIE L, LIU K, et al. Mechanical ventilation control system based on pulmonary electrical impedance imaging[J]. *Machine Design and Manufacturing Engineering*, 2022, 51(9): 105-109(in Chinese).
- [18] CHENG Z Q, DALL'ALBA D, FIORINI P, et al. Robot assisted electrical impedance tomography system for minimally invasive surgery[C]//2021 20th International Conference on Advanced Robotics (ICAR). Ljubljana, Slovenia: IEEE, 2021: 234-240.
- [19] WU Y, JIANG D, BARDILL A, et al. A high frame rate wearable EIT system using active electrode ASICs for lung respiration and heart rate monitoring[J]. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 2018, 65(11): 3810-3820.
- [20] 周东, 张辉, 叶佩青. 多叶光栅叶片端面形状优化设计[J]. *中国机械工程*, 2016, 27(6): 737-742.
ZHOU D, ZHANG H, YE P Q. Optimised design of end face shape of multi-leaf grating blade[J]. *China Mechanical Engineering*, 2016, 27(6): 737-742(in Chinese).
- [21] LI F, DONG F, TAN C. Landweber iterative image reconstruction method incorporated deep learning for electrical resistance tomography[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2021, 70: 1-11.
- [22] ZHU D M, LI X L, ZHAO H Y, et al. Dynamic computed tomography manifestations of simulated wooden foreign bodies in blood-saline mixtures with variable concentrations and retention times[J]. *Scientific Reports*, 2023, 13: 9101.
- [23] DE LA CRUZ MARCOS S, REDONDO DEL RÍO M P, DE MATEO SILLERAS B. Applications of bioelectrical impedance vector analysis (BIVA) in the study of body composition in athletes[J]. *Applied Sciences*, 2021, 11(21): 9781.

本文引文格式:

王琦, 吴俨洺, 李秀艳. 基于电阻抗成像的多叶准直器控制系统设计[J]. *天津工业大学学报*, 2026, 45(1): 85-93.
WANG Q, WU Y M, LI X Y. Design of multi-leaf collimator control system based on electrical impedance tomography[J]. *Journal of Tiangong University*, 2026, 45(1): 85-93(in Chinese).

(责任编辑:程晓英)