

基于 PWM 的红外理疗仪器实时温度控制系统设计

张 凯

(首都医科大学附属北京中医医院, 北京 100010)

摘要: 针对传统电控理疗仪器在温度控制精度方面的不足, 提出一种基于 PWM 的红外理疗仪器实时温度控制系统设计; 在分析 PWM 红外温控技术原理的基础上设计了系统的硬件构成, 主要包括单片机微处理器、加热模块、温度控制器、直流稳压电源、数码显示器等部分; 与硬件结构相匹配给出了理疗仪器实时温控系统的软件工作流程, 系统基于 PWM 技术进行红外信号采样和脉冲宽度调节, 实现对红外理疗仪器温度的精准控制; 实验结果表明, 提出温控系统设计的温度控制偏差低于 1.36%, 红外信号幅值的输出也更为稳定。

关键词: PWM; 理疗仪器; PID; 温度控制

Design of Real Time Temperature Control System for Infrared Physiotherapy Instrument Based on PWM

Zhang Kai

(Beijing Chinese Medicine Hospital, Capital Medical University, Beijing 100010, China)

Abstract: Aiming at the deficiency of temperature control precision of traditional electric-controlled physiotherapy instrument, a real-time temperature control system of infrared physiotherapy instrument based on PWM is proposed. On the basis of analyzing the principle of PWM infrared temperature control technology, the hardware structure of the system is designed, which mainly includes microcontroller, heating module, temperature controller, DC regulated power supply, digital display and so on. Sampling and pulse width adjustment can realize accurate adjustment and control of the temperature of physiotherapy instrument. The experimental results show that the deviation of temperature control system is less than 1.36%, and the performance of infrared signal amplitude is more stable.

Keywords: PWM; physiotherapy instrument; PID; temperature control

0 引言

医疗技术的发展和进步推动了医学治疗模式的多样化, 物理治疗、免疫治疗及心理治疗等疗法目前已经成为了医疗领域的主要生物辅助疗法, 特别是物理疗法凭借其安全、便捷的治疗方式, 受到了广大患者的喜爱和认可^[1-3]。近年来, 理疗技术和理疗疗法在临床医学上获得了较大的突破, 在现代医学领域所发挥的作用也越来越突出。长期以来, 理疗技术在临床医学及其应用上大致包括了放射线治疗、物理治疗及后续康复等三个不同的治疗阶段, 特别是近些年随着激光、红外技术的发展^[4-5], 红外理疗设备的应用得到了快速的推广, 客观上推动了理疗医学技术的进步。当前医疗市场中的理疗机器设备与传统生物治疗结合度不够紧密, 而红外理疗仪器的出现填补了诸多理疗治疗领域的空白, 更能够较好地与我国传统的中医技艺相结合。术后护理与辅助治疗对于患者的康复具有特别重要的意义, 在患者的后续康复过程中, 红外理疗仪的所发挥的作用是十

分积极的, 因为红外线具有超强的穿透治疗效果和能力, 可以穿透衣物和皮肤而直接地作用于患者的肌肉与皮下组织, 依托于红外线的热导效应而达到加速患者血液循环, 提高新陈代谢的目的。传统红外理疗仪器的温度控制多采用人工调节与控制的方式, 通过医生与患者的实时沟通而进行温度的调节, 但这种调节方式存在一定的风险, 容易导致患者被烫伤。激光红外脉冲技术的发展和进步, 促使脉冲宽度调制 (PWM) 技术被越来越广泛地应用于控制领域^[6-7], 本文设计了一种基于 PWM 的红外理疗仪实时温度控制系统, 能够依据人体的最为适宜温度而实现对红外理疗设备温度的智能调控, 提高理疗技术的治疗效果。

1 PWM 红外温控原理

在患者的康复过程中, 要想充分发挥出物理治疗的效果, 就需要提高红外理疗仪器的温度调控精度, 实现其智能化的操作。红外理疗仪器温度调控系统的性能会直接影响仪器的治疗效果和节能效果, 红外理疗仪器的温度控制系统的基础元件之一是发热电阻丝, 电流通过时会产生热量, 而电气元件的工作状态是通过智能芯片的调整加以控制。当电流通过时发热电阻丝时温度就会升高, 这时可以通过智能温度控制芯片实现对温度的实时调控, 用微分方

收稿日期:2018-08-28; 修回日期:2018-10-17。

作者简介:张 凯(1979-), 男, 重庆人, 硕士研究生, 主要从事工程质量控制和器械质量控制方向的研究。

程的演化模式描述控制系统的温度调控值 $W(t)$ ，可以表示为：

$$W(t) = \lambda \left[e(t) + \frac{1}{T_I} \int_0^t e(t) dt + T_D \frac{de(t)}{dt} \right] \quad (1)$$

将上式改写为模糊递推公式：

$$W_n = W_{n-1} +$$

$$\lambda \left[e_n - e_{n-1} + \frac{T}{T_I} e_n + \frac{T_D}{T} (e_n - 2e_{n-1} + e_{n-2}) \right] \quad (2)$$

其中： λ 为比例系数， e_{n-1} 和 e_n 分别为第 $n-1$ 和第 n 的采样偏差量、 T 为信号采样周期、 T_I 和 T_D 分别积分时间与微分时间。红外理疗仪器实时温度控制过程是一个温度反馈与调节过程，患者的体感温度与设定温度之间存在差别，而 PWM 技术通过对仪器微处理器的精准控制，而实现对温度偏差的处理。基于 PWM 技术调整控制信号，在准确性和温控时间的把握方面都具有优势，通过调节脉冲的宽度的方式将 PID 位置控制中的模拟量 W_n 转化为连续的时间控制变量^[8-9]。这一过程不仅简化了传统 PID 控制的难度，还可以自由实现红外理疗仪器温控系统电流的连接与断开，PWM 通过红外信号实现对温度控制的原理，如图 1 所示。

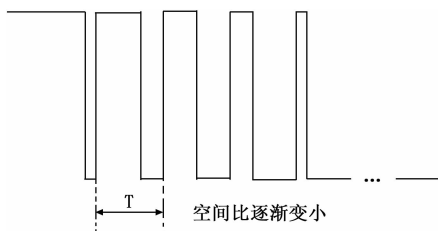


图 1 基于 PWM 技术的温控原理

PWM 对红外理疗仪的温控控制过程共分为三个阶段，第一个阶段为对电阻丝的加热阶段，加热周期由定时器控制，在整个温度升高的阶段都设置为高电平，使温度尽快达到既定的阈值范围。第二个阶段为 PWM 控制阶段，设定温度与人体温度之间的差值，可以通过 PWM 信号调节与智能 PID 算法共同实现。以此时的温度作为温度调节时间控制的初始温度，如果达到既定的时间之后系统就调整至低电平停止加热。在温度调控的初始阶段，仪器的实际温度值与目标温度值相差较大时，模拟量 W_n 的初始温度较低，此时基于 PWM 技术迅速对温控阈值^[10]进行调整，此时电阻丝加热信号所占的空就较大；随着温度的不断升高，模拟量 W_n 的值会越来越大，这时通过 PWM 红外信号调整电阻丝的温度，所占的空会越来越小，仅利用余温就能够达到适宜的温度。在温控期间可以通过 PWM 技术实现对红外信号的自由调节，进而完成对红外理疗仪器温度控制系统的自由调节，如果温度接近了人体承受范围的界限，温度控制系统就会发出指令停止加热。但这时的加热过程并未完成，余温还会继续对控制系统加热，但不会由于温度过高而对患者造成损伤。当温度达到温控阈值温度值，基于 PWM 技术的温控系统，会将温度恒定在一定范围之内，一旦仪器的温度有所降低，PWM 信号又会发出指令，

这时温控系统又会重新对仪器进行加热。PWM 技术实现了对原有 PID 控制方法的有效补充，从而获得更好的温度控制效果。基于 PWM 红外智能温控原理，文章设计了红外理疗仪器的硬件结构和软件实现流程，能够给理疗患者带来更好的治疗体验和治疗效果。

2 基于 PWM 温控系统硬件设计

基于 PWM 的红外理疗仪器实时温控系统硬件结构，主要由 AT89S80 单片机微处理器、DD1852 温度传感器、数码显示器、信号控制模块、直流稳压电源、加热器等模块构成，如图 2 所示。

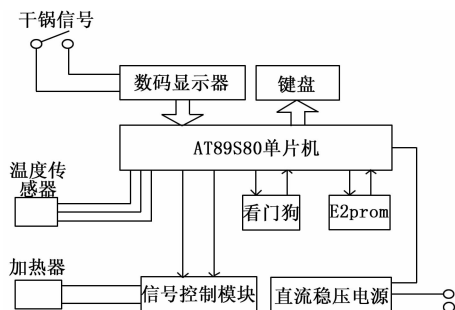


图 2 基于 PWM 的红外仪器温控系统硬件结构

当红外理疗仪器温控系统启动之后，DD1852 温度传感器读取初始的测量温度，并与患者的人体适宜温度进行比较，将对比信息送达了显示装置。基于 PWM 技术设计的信号控制模块可以实现对温度的智能调节与控制。模拟温度传感器电路以数字信息的形式将人体的实时温度传输至 AT89S80 单片机微处理器，单片机系统再结合现场的初始温度与人体的适宜温度，设定最优的温度控制阈值。PWM 的优势在于能够与传统的模糊 PID 算法兼容，在最短的时间内计算出实时的温度控制量，当红外理疗仪器的实时温度过高或过低时，可以通过 PWM 红外信号调整电阻丝的温度，以确保红外理疗仪器恒定在一个最为适宜的温度。

AT89S80 单片机微处理器以此温度阈值作为温度控制的标准，脉冲宽度调节的优势在于能够充分利用红外光的脉冲宽度及稳定性，准确地提取标的物的温度变化信息，并将信息传递到单片快速的做出温度调控指令，并确定出加热的时间长度。由于系统选用的加热方式为可控硅智能控制，加热灵敏且反应速度较快，当温度达到既定的阈值后实现系统的恒温运行。温控系统在停止加热后会存在一个自然冷却的过程，基于 PWM 的温度传感器模块会实时监控红外理疗仪器的温度变化，并做出相应的控制调整，随时开启加热系统避免温度下降得过快而影响理疗效果。单片机在温度实时调控中需要不断地调整各个信号参量的变化，以提高系统显示的准确性和及时性。控制温度传感器的智能芯片型号为 DS18B52 基于红外信号的输出强度进行温度信息的读写，该控制芯片具有低功耗、抗干扰能力强、结构简单的优势，并能够基于采集到的脉冲宽度而决定电平的高低分布。温度控制传感器的接口连接一个光耦

三级管，控制发热电阻丝的工作状态。当接口的电平较低时由于光耦处于关闭的状态，这时电阻丝就会停止加热；当接口的电平较高时，光耦打开电流会持续地给电阻丝加热。

温度测量及转换模块是红外理疗仪器温度控制系统的核心模块之一，也是整个测量系统数据的重要来源，对于系统的可靠性会产生极其重要的影响。传统的测量方式主要是将获取到的温度数值转化成电信号，在通过单片机控制电信号的方式，实现对温度的实时调整，这种模式的不足在与对于温度的控制精度不高；而基于 PWM 的温度控制系统原理为基于红外光提取人体的实时的温度信息，实现温度与红外光信号的之间的自由转换，这种模式下提取的温度数值精度更高，也更有助于单片机系统的数据处理，提高了温度控制的稳定性。本文选用的单片机处理器和温度传感器均采用了兼容性和可靠性更高的一线总线接口，温度测量的幅动范围更大，DS18B52 芯片为 3 引脚结构、电池供电，稳定性更高。AT89S80 单片机微处理器集成了 PWM 技术，通过对红外波形的控制而实现对是否加热的智能调节，而达到自由控制温度的目的，系统温度加热控制过程中的电路控制，如图 3 所示。

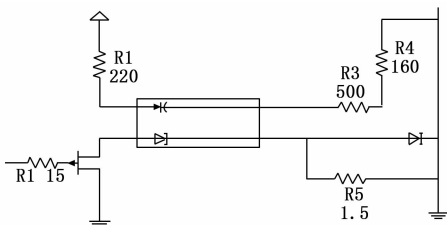


图 3 系统加热模块电路图

红外理疗仪器的温度控制系统下位机控制芯片为 AT89S80，是上位机选用 PC 机以提高系统的温度控制性能。这种配合方式也有助于上位机和下位机之间的数据传输和配合。两者之间的接口模式为串行通信，以更为便捷和快速地实现温度的控制及当前温度的控制与显示。首选的热电阻材料型号为 PT200，灵敏性较高，温度传感器采集到红外光信号后将信号传输到了单片机系统，加入 PWM 技术后整个信号的转换过程的耗时更短，因为控制 PWM 波的输出占空比要比传统电信号控制更容易实现，且准确率能够得到保证。此外，基于 PWM 的红外理疗仪器实时温度控制系统的电源选用直流稳压电源，可以满足系统持续工作的需要，而系统另外配备的看门狗模块及 E²prom 模块，也能够实时地监控主控芯片的工作稳定性。

基于红外温控系统硬件结构的特点，本文设计了一套软件控制流程，温度控制系统软件设计流程包括上位机控制和下位机控制两个组成部分，协同实现对红外理疗仪温度的精准控制。

3 软件控制流程的实现

基于 PWM 的红外理疗仪器实时温度控制系统的软件

控制流程，主要通过上位机管理系统向系统发出各项指令，温控系统的上位机管理软件基于 WINDOWS10 平台和 C++6.0 语言开发，并通过下位机系统执行各项指令，最终的温度控制显示数据以图形或其他变化曲线的方式予以显示。而下位机软件系统的设计主要涵盖了采样程序的设计、PWM 波形控制设计及 PID 职能控制算法设计等，主程序控制流程，如图 4 所示。

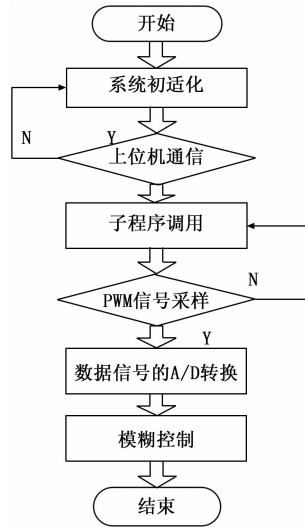
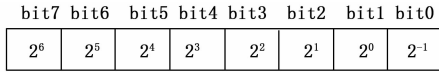


图 4 基于 PWM 的主程序控制流程

基于 PWM 技术的系统软件控制模式是通过软件定时器来实现的，定时器的始终周期与红外波长的变动周期相关，红外脉冲周期的调制依据定时器的工频确定，基本周期确定为 20 毫秒。PWM 红外波长的周期通常确定为 4 秒，再基于模糊 PID 算法得到一个浮动的阈值范围，将时钟周期调整为整数进行控制。当初始的时间周期达到 12 毫秒时，单片机微处理器输出指令，电阻丝开始加热，每 2 毫秒衰减一次指导引脚输出了低电平，如此循环反复便能够产生控制温度的 PWM 波。当智能温度控制系统的加热模块开始工作时，PWM 波可以按照人体温度的变化而持续地发生变化，这种热量的输出是非线性的，因此难以构建一种有效的输出模型，红外波长具有十分灵敏的热感效应，这样就有效弥补了模糊 PID 算法的固有缺陷，实现了对算法参数的智能化调整。以 PWM 波的温度控制误差变化率作为模糊 PID 算法的输出变量，再经过反复的模糊推理实现了温度输出曲线的修正，从而也就稳定的算法的输出信号。

AT89S80 单片机微处理器在实现温度的控制中用两个 8 位存储器读取温度数值，对这两组数值分别编号为 0 和 1，如果 0 号温度存储器的温度值为负值，则能够推出存储器中的 8 位存储值均为 0，否则全为 1。在对所有的二进制温度值进行转化时，其转化过程可以如图 5 所示。

如果单片机微处理器在 t_0 时刻将电平从高位降至低位，这时温度控制模块的温度适中恒定，如果超出了阈值范围并产生的信号读写的时间间隙，再从较低的电平位置调整



bit15 bit14 bit13 bit12 bit11 bit10 bit9 bit8

图 5 基于 PWM 的温度控制过程描述

到较高的电平位置，完成对红外理疗仪器温度控制系统的自由切换。基于 PWM 技术进行温度的实时控制中，对于 PID 算法的参数调整是核心的操作步骤，依据控制模型的特性调整积分时间、微分时间和比例系数，如果设 W_k 为第 k 次采样结果，此时对 PID 算法的参数进行智能调整：

$$W_k = \lambda_p e(k) + \lambda_i \sum_{j=1}^n e(j) + \lambda_d [e(k) - e(k-1)] \quad (3)$$

其中： λ_i 和 λ_d 分别为微分比例系数和积分比例系数，具体表示为：

$$\begin{cases} \lambda_i = \frac{\lambda_p \cdot T}{T_i} \\ \lambda_d = \frac{\lambda_p \cdot T_d}{T} \end{cases} \quad (4)$$

通过 PWM 技术调整模糊 PID 算法的比例系数的方法，在准确度方面能够得到保证，因为红外波长对于温度的敏感度更高，可以在更短的时间内对红外理疗仪器的实时温度实施精准的控制，以达到提高理疗效果的最终目的。

4 实验结果与分析

4.1 系统调试工作

在验证提出基于 PWM 的红外理疗仪器温度控制系统有效性之前，首先需要进行温度控制系统的相关调试工作，主要包括以下 3 个方面的准备工作：

- (1) 调试算法的相关控制参数。
- (2) 对温度控制系统进行硬件检测。
- (3) 做好突发事件的应急预案。

基于 PWM 的红外理疗仪器温度控制温度控制系统电阻值与理论检测温度的对比，如表 1 所示。

表 1 Pt 电阻值与系统检测温度对比

测试电阻值 Ω	对应温度 $^{\circ}\text{C}$	检测温度 $^{\circ}\text{C}$
101	30.5	36.0
105	31.5	36.5
110	32.0	36.0
115	33.5	36.2
120	34.0	36.8
125	35.5	36.7
130	36.0	36.5
135	37.5	36.5
140	38.0	36.0
145	38.5	36.0

4.2 温度控制结果及信号传输幅值对比

采用文中提出的基于 PWM 的红外理疗仪器实时温度监控系统设计 (A) 与传统半自动温度控制系统 (B) 进行对比，分析两种测温系统设计下与理论温度值的差距，具体的对比结果，如表 2 所示。

表 2 理疗仪器实时检测温度控制精度对比

测试电阻值 Ω	对应温度 $^{\circ}\text{C}$			检测温度 $^{\circ}\text{C}$		
	标准	A	B	标准	A	B
101	30.5	30.4	31.2	36.0	36.0	35.2
105	31.5	31.5	32.5	36.5	36.5	34.6
110	32.0	32.2	31.4	36.0	36.1	36.5
115	33.5	33.0	35.4	36.2	36.5	36.2
120	34.0	34.5	32.4	36.8	36.8	36.8
125	35.5	35.5	36.4	36.7	36.5	35.4
130	36.0	36.0	36.1	36.5	36.1	35.2
135	37.5	36.3	35.5	36.5	36.5	35.5
140	38.0	38.5	37.5	36.0	35.9	35.4
145	38.5	38.3	37.0	36.0	36.0	35.5

鉴于 PWM 的红外光技术对于人体的温度变化更为敏感，从图 6 与图 7 中两种系统设计的温度控制结果对比来观测和分析，基于 PWM 的红外理疗仪器实时温度监控系统设计的温度值提取更为准确，平局偏差低于 1.36%。这主要是由于 PWM 的红外光技术的信号幅值变化相对与传统的电信号幅值变化更为敏感，因此对温度控制的反应速度更快，两种系统设计的信号采集幅值变化，结果如图 6 和图 7 所示。

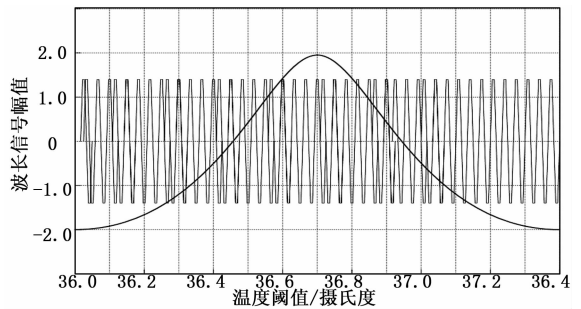


图 6 基于 PWM 技术的信号提取结果

PWM 红外温控信号在敏感性和稳定性表现方面具有显著优势，如图 6 所示，实验提取的红外信号幅值能够被稳定地控制 ± 1.5 之间，而且在 PWM 技术的控制下，红外信号幅值分布符合标准的正态分布曲线，曲线的总体变化范围更大，在 ± 2.0 之间，能够保证信号输出的效率和稳定性。

而传统电信号在输出稳定性方面，相对于红外 PWM 红外温控信号表现更差，信号幅值出现了较大的波动，最弱信号浮动范围在 ± 0.7 之间，电信号的幅值变动也非正态分布，这些因素最终导致了实时温度控制准确性表现不均衡。经过上述实验数据的验证可知，提出的基于 PWM 的红外理疗仪器实时温度控制系统，在温度控制稳定性和准确

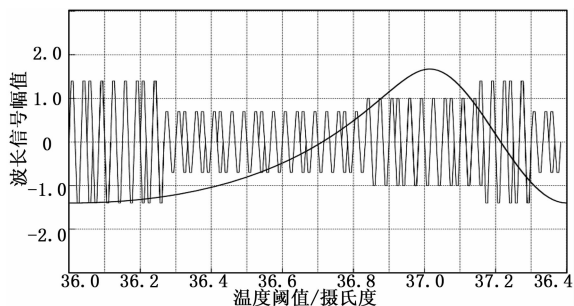


图 7 传统基于电信号数值提取结果

性方面具有明显优势，能够获得更好的治疗体验和治疗效果。

5 结束语

目前理疗疗法已经成为现代医学的主要辅助治疗手段之一，随着治疗技术的不断提高对于理疗仪器温度智能化控制要求不断提高，不仅能够提高理疗辅助治疗的效果，更能够最大限度地保证患者的安全。由于传统温度控制系统设计在响应时间、温度控制精度等方面都难以满足现代医学的要求，为此本文基于 PWM 红外调控技术利用脉冲宽度的实时调节而实现对温度的精准控制。介绍了 PWM 红外调控的工作原理、硬件构成和软件实现流程，重点分析了 AT89S80 单片机微处理器和智能温度控制模块的功能。在软件流程的设计方面重点分析了调制频率及温度控制的实现流程，并介绍了基于 PWM 技术的模糊控制过程。实验数据也证明了基于 PWM 技术的温度控制系统设计的

红外信号提取效果更好，温度控制阈值更接近于理论值。

参考文献:

[1] 彭玉红, 李发琪. 基于质子共振频率 MR 温度成像监控高强度聚焦超声治疗 [J]. 中国医学影像技术, 2017, 33 (4): 612-615.

[2] 张少华, 李来传, 史有奎, 等. 亚低温疗法对心肺复苏后患者神经功能的影响 [J]. 中国全科医学, 2016 (B12): 106-108.

[3] 杨 胜, 葛燕萍, 张冬惠, 等. 连续性血液净化并强化目标控制温度管理救治热射病患者的临床观察 [J]. 中国中西医结合急救杂志, 2017, 24 (4): 409-414.

[4] 朱双双, 邹 鹏, 路美娜, 等. 基于 Bang-Bang 和 PID 复合控制的红外探测器温控系统设计 [J]. 红外技术, 2017, 39 (11): 990-995.

[5] 彭安娜, 袁 愿, 冯金垣. 基于 RFID 和 LABVIEW 的分布式温湿度监控系统的设计 [J]. 电子设计工程, 2016, 24 (6): 145-148.

[6] 林城美, 王公室, 汪光森, 等. 基于脉冲跳变的空域矢量脉冲宽度调制策略 [J]. 电机与控制学报, 2016, 20 (1): 43-51.

[7] 谷 康, 徐智勇, 汪井源, 等. 长波红外无线激光通信脉冲宽度调制实验研究 [J]. 光子学报, 2017, 46 (3): 100-107.

[8] 蔡文皓, 李齐齐, 李 都. 模糊 PID 算法在光伏电池 MPPT 中的仿真研究 [J]. 电源技术, 2016, 40 (4): 786-788.

[9] 朱嵘涛, 武洪涛. 基于增量式 PID 算法的直流电机调速系统 [J]. 仪表技术与传感器, 2017 (7): 121-126.

[10] 廖翌如, 关宝璐, 李建军, 等. 低阈值 852 nm 半导体激光器的温度特性 [J]. 发光学报, 2017, 38 (3): 331-337.

(上接第 283 页)

速度为相位相关法的 3.7 倍 (图像大小为 2448×2048), 且图像尺寸越大速度优势越明显。因此, 改进的配准方法更适用于病理切片扫描过程中海量的大尺寸显微图像配准的应用需求。

参考文献:

[1] Ferrante E, Paragios N. Slice-to-volume medical image registration: a survey [J]. Medical Image Analysis, 2017; S1361841517300701.

[2] Paul S, Pati U C. Remote Sensing Optical Image Registration Using Modified Uniform Robust SIFT [J]. IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters, 2016, 13 (9): 1300-1304.

[3] Fung K M, Hassell L A, Talbert M L, et al. Whole slide images and digital media in pathology education, testing, and practice: the Oklahoma experience. [J]. Analytical Cellular Pathology, 2016, 35 (1): 37-40.

[4] Clunie D, Hosseinzadeh D, Wintell M, et al. Digital Imaging and Communications in Medicine Whole Slide Imaging Consortium at Digital Pathology Association Pathology Visions 2017 [J]. Journal of Pathology Informatics, 2018, 9 (1): 6.

[5] Fred R. Dee. Virtual microscopy in pathology education [J]. Human Pathology, 2009, 40 (8): 1112-1121

[6] Appleton B C, Bradley A P, Wildermon M. Towards Optimal Image Stitching for Virtual Microscopy [A]. Digital Image Computing: Techniques & Applications [C]. IEEE, 2005.

[7] 彭 勋. 数字化显微镜全切片扫描关键技术研究 [D]. 上海: 上海交通大学, 2014.

[8] Phase correlation imaging of unlabeled cell dynamics: [J]. Scientific Reports, 2016, 6: 32702.

[9] 余应淮, 谢仕义, 梅其祥. 基于核回归修正的上采样相位相关精确运动估计算法 [J]. 计算机应用, 2016, 36 (8): 2316-2321.

[10] 马 宁, 门宇博, 门朝光, et al. 基于扩展相位相关的小基高比立体匹配方法 [J]. 电子学报, 2017 (8): 1827-1835.

[11] Smith Julius O. Mathematics of the discrete. Fouriertransform [M]. Stanford. CCRMA, 2002: 145-179

[12] Soummer R, Sivaramakrishnan A, P-ueyo L, et al. Fast computation of Lyot-style coronagraph propagation [J]. Optics Express, 2007, 15 (24): 15935-15951.

[13] 邓 严. 医学显微图像配准及存储技术研究 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2013.