

· 论著—研究报告 ·

超脉冲铥光纤激光碎石体外实验研究

丁天福¹ 肖博¹ 黄忠月¹ 曾雪¹ 梁磊¹ 姬超岳¹ 李建兴¹

[摘要] 目的:探索超脉冲铥光纤激光(super pulse thulium fiber laser, SP-TFL)碎石体外环境下的碎石效率及热效应情况。方法:将 BegoStones 结石置于弯盘内固定。连接光纤与激光机器,光纤与结石平面接触进行碎石。三维步进电机速度为 1 mm/s,激光激发时间为连续激发 30 s,按照预先设计,三维步进电机运动轨迹为“之”字形路线。测量每次碎石的重量,每组实验进行 10 次,最终计算平均值。操作时频率或者激光能量其中一个条件固定不变,另一个条件逐步增加。激光能量及频率范围为 0.8~2.0 J×8~30 Hz 及 0.1~0.3 J×100~300 Hz,脉宽为 7 ms。测温实验:调节实验室温度为 22 ℃,激光功率:10 W(10 Hz×1 J)、15 W(10 Hz×1.5 J)、20 W(10 Hz×2 J)、25 W(10 Hz×2.5 J)、30 W(10 Hz×3 J)和灌注速度:0、15、25、35 mL/min(灌注液:生理盐水,温度为 24 ℃)。激光连续激发 120 s,测温仪每秒记录 1 次温度,记录激光激发时的实时温度以及激光激发前后温度的差值,每组实验重复 10 次,最终记录平均值。结果:同一种结石成分,相同的碎石功率,不同的脉冲能量、碎石频率组合 10 W(1.0 J×10 Hz vs 0.1 J×100 Hz)、12 W(1.2 J×10 Hz vs 0.1 J×120 Hz)、15 W(1.5 J×10 Hz vs 0.1 J×150 Hz),而产生的碎石效率不同:10 W[(57.40±6.68) mg/min vs (19.98±2.29) mg/min]、12 W[(64.49±11.31) mg/min vs (24.59±0.40) mg/min]、15 W[(98.98±2.89) mg/min vs (34.74±1.69) mg/min]。当单脉冲能量为 0.1 J 固定时,随着碎石频率的增加为 100 Hz、120 Hz、150 Hz、180 Hz 时,相对应的功率为 10 W、12 W、15 W、18 W,激光的碎石效率也相应增加(19.98±2.29) mg/min、(24.59±0.40) mg/min、(34.74±1.69) mg/min、(39.73±5.70) mg/min。当碎石频率固定为 100 Hz 时,随着脉冲能量的增加为 0.1 J、0.2 J、0.3 J,激光的碎石效率也相应增加(19.98±2.29) mg/min、(38.92±0.11) mg/min、(62.32±18.27) mg/min。相同的碎石频率与脉冲能量组合,不同的结石成分所造成的碎石效率不同,“软结石”组>“硬结石”组($P<0.05$)。在灌注流量为 15 mL/min,碎石功率为 10 W、15 W 时,平台期温度均为低于安全阈值。碎石功率在 20 W、25 W、30 W 时,平台期温度超过安全阈值 43 ℃。在灌注流量为 25 mL/min 时,碎石功率为 10 W、15 W、20 W、25 W 时平台期温度均为低于安全阈值。只有碎石功率在 30 W 时,平台期温度超过安全阈值 43 ℃。在灌注流量为 35 mL/min 时,所有功率下的平台期温度不超过安全阈值 43 ℃。结论:初步的碎石体外实验研究结果显示,SP-TFL 对结石具有良好的碎石效果,同时,为避免较高的热效应,在使用过程中应当选择其合适的灌注速度。

[关键词] 超脉冲铥光纤激光;碎石术;碎石效率;热效应

DOI:10.13201/j.issn.1001-1420.2023.09.010

[中图分类号] R454 [文献标志码] A

In vitro experimental study of super pulse thulium fiber laser lithotripsy

DING Tianfu XIAO Bo HUANG Zhongyue ZENG Xue LIANG Lei

JI Chaoyue LI Jianxing

(Department of Urology, Beijing Tsinghua Changgung Hospital, School of Clinical Medicine, Tsinghua University, Beijing, 102218, China)

Corresponding author: LI Jianxing, E-mail: ljx1@sina.com

Abstract Objective: To explore the lithotripsy efficiency and thermal effect of super-pulse thulium fiber laser lithotripsy(SP-TFL). **Methods:** BegoStones were fixed in a curved disc. The optical fiber is connected with the laser machine, and the optical fiber is contacted with the stone plane for lithotripsy. The speed of the 3D stepper motor is 1mm/s, and the laser excitation time is 30s for continuous excitation. According to the pre-design, the motion path of the 3D stepper motor is a zigzag route. The weight of lithotripsies was measured each time, and the average value was calculated for each group of experiments 10 times. One condition, frequency or laser power, is fixed while the other condition increases. The laser energy and frequency range are 0.8-2.0 J×8-30 Hz and 0.1-0.3 J×100-300 Hz, and the pulse width is 7 ms. Temperature measurement experiment: adjust the laboratory temperature to 22 ℃, laser power: 10 W (10 Hz×1 J), 15 W (10 Hz×1.5J), 20 W (10 Hz×2 J), 25 W

¹清华大学附属北京清华长庚医院泌尿外科 清华大学临床医学院(北京,102218)

通信作者:李建兴,E-mail:ljx1@sina.com

(10 Hz×2.5 J), 30 W (10 Hz×3 J) and irrigation rate: 0, 15, 25, 35 mL/min (irrigation liquid: normal saline solution at 24 °C). Laser continuous excitation 120s, the thermometer recorded the temperature once per second, recorded the real-time temperature during laser excitation and the temperature difference before and after laser excitation, each group of experiments repeated 10 times, and finally recorded the average value. **Results:** The same stone composition, the same lithotripsy power, the combination of different pulse energy and lithotripsy frequency 10 W (1.0 J×10 Hz vs 0.1 J×100 Hz), 12 W (1.2 J×10 Hz vs 0.1 J×120 Hz), 15 W (1.5 J×10 Hz vs 0.1 J×150 Hz) result in different lithotripsy efficiencies: 10W ([57.40±6.68] mg/min vs [19.98±2.29] mg/min), 12 W ([64.49±11.31] mg/min vs [24.59±0.40] mg/min), 15 W ([98.98±2.89] mg/min vs [34.74±1.69] mg/min). When the monopulse energy is fixed at 0.1J, the corresponding power are 10 W, 12 W, 15 W and 18 W as the frequency of lithotripsies increases by 100 Hz, 120 Hz, 150 Hz and 180 Hz, and the efficiency of laser gravel also increases correspondingly: (19.98±2.29) mg/min, (24.59±0.40) mg/min, (34.74±1.69) mg/min, (39.73±5.70) mg/min. When the frequency was fixed at 100 Hz, the efficiency of laser lithotripsies were increased by (19.98±2.29) mg/min, (38.92±0.11) mg/min and (62.32±18.27) mg/min with the increase of pulse energy of 0.1 J, 0.2 J and 0.3 J. With the combination of the same lithotripsy frequency and pulse energy, different stone components caused different lithotripsy efficiencies, "soft stone" group > "hard stone" group ($P<0.05$). When the irrigation flow rate is 15 mL/min and the lithotripsies power are 10 W and 15 W, the plateau temperature is lower than the safety threshold. When the lithotripsies power are 20 W, 25 W, and 30 W, the plateau temperature exceeds the safety threshold of 43 °C. When the irrigation rate is 25 mL/min, and the lithotripsies power are 10 W, 15 W, 20 W and 25 W, the platform temperature is lower than the safety threshold. Only when the lithotripsy power is 30 W, the plateau temperature exceeds the safety threshold of 43 °C. When the irrigation flow rate is 35 mL/min, the plateau temperature under all powers does not exceed the safety threshold of 43 °C. **Conclusion:** Our preliminary in vitro study results of lithotripsy show that SP-TFL has a good lithotripsy effect on stones. Meanwhile, in order to avoid high thermal effect, the appropriate irrigation rate should be selected.

Key words super-pulse thulium laser; lithotripsy; lithotripsy efficiency; thermal effect

泌尿系结石疾病是泌尿系统中较常见的疾病之一,一般会引起血尿、疼痛等症状,若不及时处理,将会引起尿路梗阻、肾功能不全等疾病,严重者可有肾功能衰竭等甚者危及生命。目前针对结石的治疗手段较多,输尿管镜激光碎石术由于其微创、住院时间短、安全性高等诸多优点在临床中较多使用,目前在临床中应用较广泛的为钬激光(Ho:YAG),曾被欧洲泌尿外科协会称为碎石“金标准”^[1],但钬激光也存在着一定的局限性,如碎石参数选择面较窄以及使用的光纤直径比较粗等^[2-5],近来,越来越多的专家学者将目光转移至钪激光身上,与钬激光(Ho:YAG)不同,钪激光波长为1940 nm,水吸收系数较钬激光高。目前,在众多实验室研究及临床研究^[5]中,钪激光展示了其巨大优势,不仅包括碎石效率,还包括结石回退力、光纤直径等^[6]。对此,本研究将超脉冲钪光纤激光(super pulse thulium fiber laser, SP-TFL)进行碎石体外实验,探究其碎石效率及热效应情况,为后续临床应用提供支持。

1 资料与方法

1.1 一般资料

SP-TFL 机器,规格型号:LKSPTm120,脉宽为0.1~400.0 ms(固定脉宽为7 ms),频率0~2 kHz,光纤直径272 μm(图1)。三维步进电机及微电脑控制系统。人工结石为BegoStone购自上海福星医疗系统有限公司。体外肾模型为课题组先前自

主设计(专利号:ZL202220977265.4),形状为一端开放的圆柱体,圆柱体长度为40 mm,半径8 mm,容积约为7.5 mL。多通道实时测温仪,型号NF4000P-8。精密实验水泵,型号BT100-2。恒温水浴箱,型号为HH-600。

构建 SP-TFL 碎石体外实验模型:使用 Bego-Stone 结石,通过不同的粉水比模拟出人体最“硬”及最“软”的结石,粉水比为15:3模仿一水草酸钙结石(硬石头),粉水比15:5模仿尿酸结石(软石头)^[7],结石大小约10 mm×10 mm×10 mm,在25 °C下干燥24 h,实验前后进行称重。将小弯盘充满生理盐水,结石置于弯盘内并固定。三维步进电机进行组合,电脑设置“x”轴、“y”轴运动路线及运动速度,将激光光纤固定于步进电机“z”轴(图2),上下移动“z”轴,使光纤头端与结石接触。构建 SP-TFL 体外热效应模型:使用课题组前期设计的体外肾模型及测温装置,此装置包括内外2部分:外部为恒温水浴系统,使用恒温水箱与水泵组合,提供稳定的36.5~37.5 °C温水,模拟人体温度;内部为一端开放的圆柱体,圆柱体长度为40 mm,半径8 mm,容积约为7.5 mL,开放的一端通过橡皮塞封闭,橡皮塞上有3个开口,分别供输尿管扩张鞘(F12/14)及2个测温探头通过,将人工结石置于体外肾模型中。软性输尿管镜配合激光光纤进行碎石。实验水泵连接输尿管镜进水端,调节灌注速度。2个测温探头置于结石处,距离光纤头端5 mm

处,测量激光激发时的温度,另外 2 个测温探头置于恒温水浴箱内,测量激发时恒温水浴箱的温度。



图 1 超脉冲钬激光机器; 图 2 人工结石在 SP-TFL 联合三维步进电机下激发后的形状

1.2 方法

碎石实验:将 BegoStones 结石置于弯盘内固定。连接光纤与激光机器,光纤与结石平面接触进行碎石。三维步进电机速度为 1 mm/s,激光激发时间为连续激发 30 s,按照预先设计,三维步进电机运动轨迹为“之”字形路线。测量每次碎石的重量,每组实验进行 10 次,最终计算平均值。每次实验前切割修剪光纤,并使用激光功率计进行测量,保证激光功率符合国家标准(100±20)%。操作时频率或者激光能量其中一个条件固定不变,另一个条件逐步增加。激光能量及频率范围为 0.8~2.0 J×8~30 Hz 及 0.1~0.3 J×100~300 Hz,脉宽为 7 μm。

测温实验:调节实验室温度为 22℃,激光功率:10 W(10 Hz×1 J)、15 W(10 Hz×1.5 J)、20 W(10 Hz×2 J)、25 W(10 Hz×2.5 J)、30 W(10 Hz×3 J)和灌注速度:0、15、25、35 mL/min(灌注液:生理盐水,温度为 24℃)。激光连续激发 120 s,

测温仪每秒记录 1 次温度,记录激光激发时的实时温度以及激光激发前后温度的差值,每组实验重复 10 次,最终记录平均值。

1.3 统计学方法

应用 SPSS 25.0 统计软件处理数据。符合正态分布的计量资料以 $\bar{X} \pm S$ 表示,2 组间比较采用独立样本 *t* 检验,多组间比较使用多样本的非参数秩和检验,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

在 SP-TFL 碎石体外实验中,记录在不同的脉冲能量、碎石频率组合下“硬结石”和“软结石”的碎石效率(表 1~4)。同一种结石成分,相同的碎石功率,不同的脉冲能量、碎石频率组合 10 W(1.0 J×10 Hz vs 0.1 J×100 Hz)、12 W(1.2 J×10 Hz vs 0.1 J×120 Hz)、15 W(1.5 J×10 Hz vs 0.1 J×150 Hz),而产生的碎石效率不同:10 W [(57.40±6.68) mg/min vs (19.98±2.29) mg/min]、12 W [(64.49±11.31) mg/min vs (24.59±0.40)mg/min]、15 W [(98.98±2.89) mg/min vs (34.74±1.69) mg/min],见表 1、2。当单脉冲能量为 0.1 J 固定时,随着碎石频率的增加为 100 Hz、120 Hz、150 Hz、180 Hz 时,相对应的功率为 10 W、12 W、15 W、18 W,激光的碎石效率也相应增加(19.98±2.29) mg/min、(24.59±0.40) mg/min、(34.74±1.69) mg/min、(39.73±5.70) mg/min。当碎石频率固定为 100 Hz 时,随着脉冲能量的增加为 0.1 J、0.2 J、0.3 J,激光的碎石效率也相应增加(19.98±2.29) mg/min、(38.92±0.11) mg/min、(62.32±18.27) mg/min(表 2)。相同的碎石频率与脉冲能量组合,不同的结石成分所造成的碎石效率不同,“软结石”组>“硬结石”组($P < 0.05$),见表 5。

表 1 “硬石头”高能低频碎石结果

频率	能量/J					mg/min, $\bar{X} \pm S$
	0.8	1.0	1.2	1.5	2.0	
8 Hz		26.08±4.42	43.36±11.32	74.36±11.67	138.71±17.12	
10 Hz	33.66±9.57	57.40±6.68	64.49±11.31	98.98±2.89	139.36±6.82	
15 Hz	63.08±9.62	90.28±16.01	119.50±20.00	121.60±21.22	165.97±32.34	
20 Hz	71.99±8.42	110.08±17.75	144.66±21.72	187.43±11.18		
25 Hz	116.39±37.12	132.73±13.63	173.14±25.53			
30 Hz	138.84±12.91	182.20±28.22	192.34±27.78			

表 2 “硬石头”低能高频碎石结果

能量	频率/Hz							mg/min, $\bar{X} \pm S$
	100	120	150	180	200	250	300	
0.1 J	19.98±2.29	24.59±0.40	34.74±1.69	39.73±5.70	41.24±2.35	75.94±0.09	89.636±5.59	
0.2 J	38.92±0.11	48.30±9.95	114.67±17.39	118.15±13.29	136.38±4.92			
0.3 J	62.32±18.27	102.81±13.48	163.65±10.50					

表 3 “软石头”高能低频碎石结果

频率	能量/J					mg/min, $\bar{X} \pm S$
	0.8	1.0	1.2	1.5	2.0	
	8 Hz		40.39±2.41	61.98±1.65	88.94±2.91	
10 Hz	52.34±6.28	71.82±1.24	80.31±0.86	118.23±2.94	156.34±5.11	
15 Hz	76.51±5.24	106.20±5.51	152.37±2.48	142.87±9.64	182.32±7.24	
20 Hz	79.16±4.43	127.90±3.59	168.57±10.83	204.29±7.49		
25 Hz	133.14±5.58	147.79±3.23	198.64±8.17			
30 Hz	153.65±5.00	237.13±10.61	221.89±7.61			

表 4 “软石头”低能高频碎石结果

能量	频率/Hz						mg/min, $\bar{X} \pm S$	
	100	120	150	180	200	250		300
	0.1 J	32.64±10.40	36.50±2.62	38.70±10.79	55.01±2.05	61.45±2.84		86.35±1.00
0.2 J	60.05±4.63	75.64±2.91	108.35±5.19	152.72±6.76	176.32±8.34			
0.3 J	80.20±1.43	125.98±4.62	181.27±3.52					

表 5 “硬石头”与“软石头”高能低频碎石结果比较

频率	1.0 J			1.2 J			1.5 J			mg/min, $\bar{X} \pm S$
	硬结石	软结石	P 值	硬结石	软结石	P 值	硬结石	软结石	P 值	
	8 Hz	26.08±4.42	40.39±2.41	<0.05	43.36±11.32	61.98±1.65	<0.05	74.36±11.67	88.94±2.91	
10 Hz	57.40±6.68	71.82±1.24	<0.05	64.49±11.31	80.31±0.86	<0.05	98.98±2.89	118.23±2.94	<0.05	
15 Hz	90.28±16.01	106.20±5.51	<0.05	119.50±20.00	152.37±2.48	<0.05	121.60±21.22	142.87±9.64	<0.05	
20 Hz	110.08±17.75	127.90±3.59	<0.05	144.66±21.72	168.57±10.83	<0.05	187.43±11.18	204.29±7.49	<0.05	
25 Hz	132.73±13.63	147.79±3.23	<0.05	173.14±25.53	198.64±8.17	<0.05				
30 Hz	182.20±28.22	237.13±10.61	<0.05	192.34±27.78	221.89±7.61	<0.05				

在灌注流量为 15 mL/min,碎石功率为 10 W、15 W 时,平台期温度均为低于安全阈值。碎石功率在 20 W、25 W、30 W 时,平台期温度超过安全阈值 43 ℃。在灌注流量为 25 mL/min 时,碎石功率为 10 W、15 W、20 W、25 W 时平台期温度均为

低于安全阈值。只有碎石功率在 30 W 时,平台期温度超过安全阈值 43 ℃。在灌注流量为 35 mL/min 时,所有功率下的平台期温度不超过安全阈值 43 ℃(表 6)。

表 6 在不同灌注流速时不同的碎石功率情况下的温度

激光功率	15 mL/min		25 mL/min		35 mL/min		℃, $\bar{X} \pm S$
	平台期平均温度	平台期温度波动范围	平台期平均温度	平台期温度波动范围	平台期平均温度	平台期温度波动范围	
	15 W	37.58±0.69	35.5~39.6	31.95±1.00	29.4~33.9	31.13±0.61	
20 W	42.20±0.85	39.1~44.5	35.53±0.89	32.8~37.6	31.28±0.75	29.3~32.7	
25 W	48.60±0.34	46.9~49.9	39.24±0.59	37.6~40.7	34.33±0.68	32.6~35.9	
30 W	51.63±0.36	49.6~54.0	41.84±0.77	40.3~43.5	34.83±0.73	33.0~36.3	

3 讨论

目前在临床中应用较广泛的为钬激光(Ho:YAG),曾被欧洲泌尿外科协会称为碎石“金标准”^[1],钬激光在组织的穿透深度约 0.38 mm 左右,适用于软组织切割,理论上,只要激光光纤头端在激发时超过人体 0.38 mm,就不会对组织造成直接的损伤^[8]。但钬激光也存在着一定的局限性。如输出能量模式为多模态输出光束,当光纤芯径较小时光束不能聚集到一起,所以需要使用芯径为 200 μm 或更粗的光纤^[3],进而术后有可能发生热损伤而导致输尿管狭窄等并发症^[9]。近来,越来越

多的专家学者将目光转移至铥激光身上,与钬激光(Ho:YAG)不同,铥激光波长为 1 940 nm,水吸收系数较钬激光高。铥激光器目前分为 2 种:铥固体激光器(铥掺杂固体材料)和铥光纤激光器(铥掺杂光纤材料),在临床上铥固体激光器应用于组织切割手术中较多,而碎石方面报道较少。而铥光纤激光器在碎石方面研究较早,早在 2005 年, Fried 等^[10]就使用 50 W 的铥光纤激光器进行体外碎石实验,发现其碎石效率高、光束质量好等优点。在 2009 年 Scott 等^[11]发现铥激光的光斑直径大小约 70 μm,可使用芯径较小的光纤进行传输能量,在

输尿管镜手术中节约工作通道,增加手术中的灌注水流。随着医疗技术的发展,钺光纤激光器的峰值功率、单脉冲能量以及频率等得到了很大的提升,2018,Traxer 等^[12]报道了 SP-TFL 在临床的首次使用结果。

通过既往研究情况^[13],较高的单脉冲能量与较低的脉冲重复频率组合为“高能低频”时,“碎石化”效果较好即碎石结石直径 ≤ 3 mm,而较高的脉冲重复频率和较低的单脉冲能量组合为“高频低能”模式,“粉末化”效果较好即结石粉末直径 ≤ 250 μm 。但本次试验情况为结石固定于碎石架上,激光从结石平面的一个固定点开始激发,并且选用的结石整体较大,因此碎石都为直径较小的碎块(图 3)。为研究 SP-TFL 的碎石特点,采用前后对比的方法测量结石的碎石重量,本次试验使用的 BegoStones 结石,每组进行重复实验 10 次,最终取平均值。与我们之前的实验相比较^[14],在“硬结石”中 0.8 J \times 20 Hz 组合碎石效率可达(94.20 \pm 25.42) mg/min,在“软结石”中碎石效率可达(107.15 \pm 1.89) mg/min,而本次体外碎石实验中,在“硬结石”中碎石效率为(71.99 \pm 8.42)mg/min,在“软结石”中碎石效率为(79.16 \pm 4.43)mg/min。考虑因为既往实验为手持光纤进行碎石,而本次实验为步进电机进行运动碎石,其碎石方式不同所造成,但二者实验结果都验证了 SP-TFL 的碎石效率。

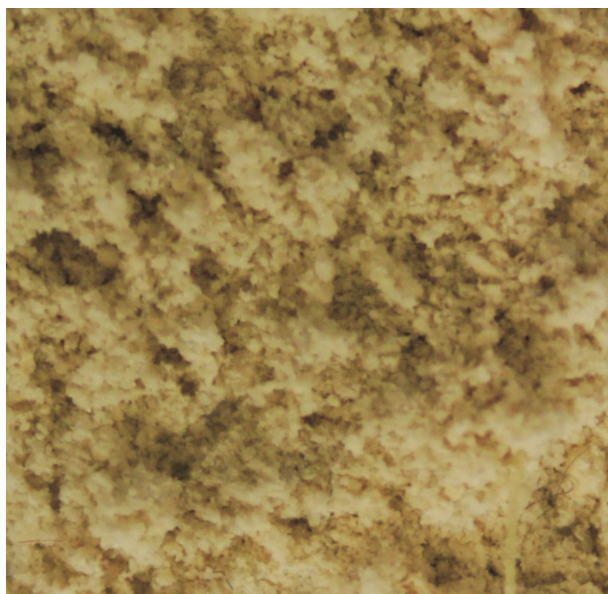


图 3 SP-TFL 激发后所形成的结石粉末

我们的实验结果表明,当单脉冲能量为 0.1 J 固定时,随着碎石频率的增加为 100 Hz、120 Hz、150 Hz、180 Hz 时,相对应的功率为 10 W、12 W、15 W、18 W,激光的碎石效率也相应增加(19.98 \pm 2.29) mg/min、(24.59 \pm 0.40) mg/min、(34.74 \pm 1.69) mg/min、(39.73 \pm 5.70) mg/min。当碎石

频率固定为 100 Hz 时,随着脉冲能量的增加为 0.1 J、0.2 J、0.3 J,激光的碎石效率也相应增加(19.98 \pm 2.29) mg/min、(38.92 \pm 0.11) mg/min、(62.32 \pm 18.27) mg/min。可以发现,当脉冲能量或碎石频率固定一项时,随着另一项的增加,碎石功率增加,而相应的碎石效率也随之增加。而通过横向对比发现:在同一中结石成分下,在碎石功率相同的情况下,不同的脉冲能量与频率的组合,碎石效果不同,表 1 与表 2 中相同碎石功率 10 W(1.0 J \times 10 Hz vs. 0.1 J \times 100 Hz)、12 W(1.2 J \times 10 Hz vs 0.1 J \times 120 Hz)、15 W(1.5 J \times 10 Hz vs 0.1 J \times 150 Hz)时,而造成的结石消融量为 10 W [(57.40 \pm 6.68) mg/min vs (19.98 \pm 2.29) mg/min]、12 W [(64.49 \pm 11.31) mg/min vs (24.59 \pm 0.40)mg/min]、15 W [(98.98 \pm 2.89) mg/min vs (34.74 \pm 1.69) mg/min],由此可以看出,高脉冲能量、低重复频率模式下,SP-TFL 具有较高的碎石效率。这提示我们,在临床实际操作中,针对于体积较大的结石,相同的碎石功率下,高脉冲能量与低重复频率的组合可以将结石快速粉碎。而针对于不同成分的结石,SP-TFL 也表现出了不同的碎石效率,这与我们之前的实验结果相符合^[14]:“软结石”的碎石效率要超过“硬结石”的碎石效率。本次试验并没有验证较高的碎石功率,若继续增加碎石功率,碎石效率将进一步提升,但随着碎石功率的增加,周围水的温度也会随之逐步上升。根据先前的研究^[15-16],当温度达到 43 $^{\circ}\text{C}$ 组织开始损害,而温度超过 54 $^{\circ}\text{C}$ 时组织发生不可修复的损伤,43 $^{\circ}\text{C}$ 被确定为激光手术的安全阈值。因此,在实际临床过程中,组织损伤与碎石效率同样至关重要。

为了观察 SP-TFL 对结石的粉碎效果,我们在模仿在人体液体环境中,使用不同的单脉冲能量和频率组合联合三维步进电机运动进行激光碎石。在试验中可以观察到,激光激发时有大量粉末产生,产生的粉末漂浮在结石周围的水中,同时可以观察到有很多气泡浮出水面。在激光碎石后,残余结石及周围的水温度升高,由此推断,在水环境下采用 SP-TFL 进行碎石的过程中,也存在着比较明显的热量释放的过程。为了检测 SP-TFL 激发时热效应情况,使用课题组前期设计的体外肾模型及测温装置,此装置包括内外 2 部分:外部为恒温水浴系统,使用恒温水箱与水泵组合,提供稳定的 37 $^{\circ}\text{C}$ 温水,模拟人体恒温环境。内部为一端开放的圆柱体,体积与肾盂容积相似,可以模拟输尿管软镜在肾盂内手术时形成的湍流,使用微量水泵进行调节灌注流速,测温探头置于光纤周围 5 mm 左右。从结果中可以得知,当激光激发一段时间后,光纤激发时所释放的热量与灌注液体所带走热量平衡,光纤周围的温度在快速升高后达到一个相对平衡的温度即平台期温度。在激光碎石术中,随着

灌注速率及碎石功率的不同组合,每组组合下光纤周围的温度升高的幅度不同,平台期的温度也不同。在灌注速度为 15 mL/min 时,碎石功率为 10 W、15 W 时,平台期温度波动范围分别为 30.0~34.5 °C 和 35.5~39.6 °C。两者的平台期温度波动范围都没有超过安全阈值。而当碎石功率为 20 W 时,平台期温度的波动范围 39.1~44.5 °C 则超过了安全阈值。而灌注速度在 25 mL/min 时,碎石功率在 25 W 内,平台期温度波动范围都没有超过安全阈值,而 30 W 的时候,温度则超过了安全阈值。在灌注速度在 35 mL/min 时,所有的碎石功率所致的平台期温度都没有超过安全阈值。同时,从表中我们可以得知,单脉冲能量的增加能够明显的增加碎石功率以及碎石效率,但也会导致光纤周围的温度随之增加,这与我们之前的研究结果一致^[17]。在实际手术过程中,由于灌注液的作用,光纤产生的热量随之带走,起到了保护周围组织的作用,但较高的灌注速度将会引起肾盂内高压、尿源性脓毒症等^[18]。通过本次试验可知,在灌注流速为 30 mL/min 时,30 W 以内的碎石功率所形成的平台期温度不超过安全阈值,此灌注流速下的碎石时安全的、可靠的。

针对激光碎石要求,本实验选用波长为 1940 nm,脉宽为 0.1~400 ms(固定脉宽为 7 ms),频率在可调 0~2 kHz 范围内的 SP-TFL。联合三维步进电机、体外肾模型等仪器进行碎石、测温等相关体外试验。碎石结果显示,同一种结石成分,相同的碎石功率,不同的脉冲能量、而产生的碎石效率不同。高脉冲能量、低重复频率模式下,SP-TFL 具有较高的碎石效率。而针对不同成分的结石,SP-TFL 也表现出了不同的碎石效率:“软结石”的碎石效率要超过“硬结石”的碎石效率。测温结果显示:在灌注速度为 15 mL/min 时,碎石功率在 15 W 内,平台期温度波动范围都没有超过安全阈值。在灌注速度为 25 mL/min 时,碎石功率在 25 W 内,平台期温度波动范围都没有超过安全阈值。在灌注速度在 35 mL/min 时,所有的碎石功率所致的平台期温度都没有超过安全阈值。

综上所述,我们初步的碎石体外实验研究结果显示,SP-TFL 对结石具有良好的碎石效果,同时,为避免较高的热效应,在使用过程中应当选择其合适的灌注速度。本课题组也将继续进行其他相关实验,为 SP-TFL 在临床的使用提供支持。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

参考文献

- [1] Fried NM, Irby PB. Advances in laser technology and fibre-optic delivery systems in lithotripsy[J]. Nat Rev Urol, 2018, 15(9): 563-573.
- [2] 付猛,胡卫国,李建兴,等.输尿管镜碎石取石术安全共识[J]. 现代泌尿外科杂志, 2020, 25(5): 385-391.
- [3] Traxer O, Keller EX. Thulium fiber laser: the new player for kidney stone treatment? A comparison with Holmium: YAG laser[J]. World J Urol, 2020, 38(8): 1883-1894.
- [4] Winship B, Wollin D, Carlos E, et al. The Rise and Fall of High Temperatures During Ureteroscopic Holmium Laser Lithotripsy[J]. J Endourol, 2019, 33(10): 794-799.
- [5] 肖博,曾雪,李建兴.钬激光碎石的研究进展与临床应用[J]. 微创泌尿外科杂志, 2022, 11(3): 205-208.
- [6] Ventimiglia E, Doizi S, Kovalenko A, et al. Effect of temporal pulse shape on urinary stone phantom retro-pulsion rate and ablation efficiency using holmium: YAG and super-pulse thulium fibre lasers[J]. BJU Int, 2020, 126(1): 159-167.
- [7] Panthier F, Doizi S, Lapouge P, et al. Comparison of the ablation rates, fissures and fragments produced with 150 μm and 272 μm laser fibers with superpulsed thulium fiber laser: an in vitro study[J]. World J Urol, 2021, 39(6): 1683-1691.
- [8] 杨国胜.多种激光在经尿道前列腺手术中的应用经验[J]. 中华泌尿外科杂志, 2020, 41(6): 405-407.
- [9] Liang H, Liang L, Yu Y, et al. Thermal effect of holmium laser during ureteroscopic lithotripsy[J]. BMC Urol, 2020, 20(1): 69.
- [10] Fried NM. Thulium fiber laser lithotripsy: an in vitro analysis of stone fragmentation using a modulated 110-watt Thulium fiber laser at 1.94 microm[J]. Lasers Surg Med, 2005, 37(1): 53-58.
- [11] Scott NJ, Cilip CM, Fried NM. Thulium Fiber Laser Ablation of Urinary Stones Through Small-Core Optical Fibers[J]. IEEE J Sel Top Quantum Electron, 2009, 15(2): 435-440.
- [12] Traxer O, Rapoport LM, Tsarichenko DG, et al. V03-02 first clinical study on superpulse thulium fiber laser for lithotripsy [J]. J Urol, 2018, 199(4): e321-e322.
- [13] 肖博,胡卫国,张鑫,等.“粉末法”与“碎块法”对软性输尿管镜碎石手术的预后分析[J]. 临床泌尿外科杂志, 2018, 33(7): 520-522, 536.
- [14] 丁天福,肖博,黄忠月,等.国产超脉冲钬光纤激光碎石体外实验研究[J]. 现代泌尿外科杂志, 2022, 27(11): 917-921.
- [15] Taratkin M, Laukhtina E, Singla N, et al. Temperature changes during laser lithotripsy with Ho: YAG laser and novel Tm-fiber laser: a comparative in-vitro study [J]. World J Urol, 2020, 38(12): 3261-3266.
- [16] Aldoukhi AH, Ghani KR, Hall TL, et al. Thermal Response to High-Power Holmium Laser Lithotripsy [J]. J Endourol, 2017, 31(12): 1308-1312.
- [17] 丁天福,肖博,曾雪,等.超脉冲钬光纤激光体外碎石术中光纤周围温度变化的研究[J]. 临床泌尿外科杂志, 2023, 38(1): 53-56, 62.
- [18] 熊星,杨江根,赵振伟,等.输尿管软镜碎石术中肾盂内压力监测的临床应用与观察[J]. 临床泌尿外科杂志, 2021, 36(7): 573-576.

(收稿日期:2022-11-21)