

调Q双红外脉冲激光皮下消脂初探

吕涛^{1,2,3} 陈昉¹ 张伟¹

¹中国地质大学(武汉)数理学院, 湖北 武汉 430074

²中国科学院苏州生物医学工程技术研究所江苏省医用光学重点实验室, 江苏 苏州 215163

³中国地质大学(武汉)地质过程与矿产资源国家重点实验室, 湖北 武汉 430074

摘要 人体过多的脂肪严重影响形体美和健康。为了提高消脂效率可选择高吸收系数的激光,但其不易穿透表皮和真皮到达脂肪表面进行消脂。基于消融性微小光热解效应和选择性光热解效应的基本原理,采用聚焦、调Q的2.75 μm波长中红外脉冲激光消融皮肤表皮和真皮,形成微小的通道,便于后续聚焦、调Q的2.3 μm波长红外脉冲激光能量无损地穿过通道选择性光热解脂肪组织,光热解产物通过新陈代谢排出体外,微小消融区在周围正常组织作用下快速愈合,实现消脂治疗安全性和有效性的和谐统一。该研究可为皮肤科手术治疗提供一种新方法。

关键词 医用光学;消脂;组织消融

中图分类号 R318.51 文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201535.0117001

Preliminary Research of Subcutaneous Lipolysis Induced by Two Q-Switched Infrared Laser Pulses

Lü Tao^{1,2,3} Chen Fang¹ Zhang Wei¹

¹School of Mathematics and Physics, China University of Geosciences, Wuhan, Hubei 430074, China

²Jiangsu Key Laboratory of Medical Optics, Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou, Jiangsu 215163, China

³State Key Laboratory of Geological Processes and Mineral Resource, China University of Geosciences, Wuhan, Hubei 430074, China

Abstract Superabundant fat tissues in human body affect body beauty and health. In order to enhance the efficiency of lipolysis, pulsed lasers with high absorption coefficients can be selected. But they can not easily penetrate epidermis and dermis perfectly, the lasers can not irradiate and eliminate fat finally. Based on the fundamental principles of ablative fractional photothermolysis and selective photothermolysis, focused Q-switched mid-infrared laser pulses with wavelength of 2.75 μm are used to ablate epidermis and dermis, microscopic path is formed, which can help focused Q-switched infrared laser pulses with wavelength of 2.3 μm transmit through the path without energy loss to eliminate fat tissues selectively. The treatment products can be discharged through metabolism. Microscopic treatment zones affected by adjacent tissues heal soon. The harmonious compromise between safety and validity for lipolysis treatment can be realized. The research will offer a new method for dermatologic surgery treatment.

Key words medical optics; lipolysis; tissue ablation

OCIS codes 170.1020; 140.6810; 060.2390

1 引言

遗传、腺功能、营养和生活方式等因素导致人体不同部位积聚不同程度的脂肪,不仅影响形体美而且容

收稿日期: 2014-08-07; 收到修改稿日期: 2014-08-20

基金项目: 武汉市青年科技晨光计划(201271031430)、中国博士后科学基金面上项目(2014M2104)、江苏省医用光学重点实验室开放基金(JKLM0201405)、中央高校基本科研业务费专项资金、湖北省自然科学基金(2014CFB335)

作者简介: 吕涛(1977—),男,博士,副教授,主要从事激光医学和光纤传感器等方面的研究。E-mail: lvtaohn@sina.com

本文电子版彩色效果请详见中国光学期刊网 www.opticsjournal.net

易引起多种并发症,但节食和锻炼不易实现局部减肥^[1]。导管吸脂术因可在不同部位进行深度吸脂近年来得到广泛的研究与临床应用,但缺点明显:1)具有侵入式外科手术的副作用;2)非选择性脂肪吸收,部分正常组织被损伤或消除;3)手术前和手术中均有麻醉;4)真皮下端的较浅脂肪组织难以控制消除;5)易造成术后皮肤表面不平整、影响美观^[2]。

1983年,Anderson等^[3]提出皮肤选择性光热解效应,利用皮肤内不同成分对光波吸收特性的差异,合理选择激光波长、曝光时间和曝光剂量使得皮肤病损组织因光热效应而凝固坏死,周围正常组织因吸收系数较低、温度未达到损伤阈值而未受到损伤。皮肤选择性光热解作用为实现皮肤外科手术治疗安全性和有效性的和谐统一开启了新的治疗思路。该理论核心内容包括:1)激光波长与病损组织吸收带精确匹配以获得最佳热解效果;2)激光曝光时间小于病损组织热弛豫时间,不损伤周围正常组织;3)曝光剂量需要使病损组织达到所需要的热解温度^[4]。选择性光热解效应奠定了激光在皮肤非消融性美容外科中的理论基础^[5],实现了治疗有效性和安全性的完美统一,并被用来治疗皮肤中的色素沉着^[6]、疤痕^[7]、粉刺^[8]、血管畸形^[9]、脂肪^[10-12]、脂肪腺^[13]等。但如何保证选择性波长激光有效热解真皮下端病损组织是个难题,因为非消融性外科手术中近中红外激光到达真皮下端病灶前大部分能量被表皮和真皮所吸收或散射。

传统Er:YAG激光和CO₂激光消融效果长期被人们视为消融性激光美容外科手术的“金标准”^[14],其在水中的吸收系数高达 17700 cm^{-1} 和 924 cm^{-1} ^[15],吸收系数与消光长度成反比,消光长度定义为能量衰减为入射能量的 $1/e$ 时穿透的深度。实施手术后如红斑、水肿、色素沉着、痊愈时间长、易感染、易出血、疤痕等副作用较明显^[16]。为提高激光手术安全性,2004年,Manstein等^[17-18]提出用于治疗皮肤病的消融性微小光热解效应,聚焦脉冲激光在组织内部诱导局限的微小损伤,形成微小消融区(MTZ),在周围正常组织作用下,MTZ快速痊愈且副作用小。其采用聚焦 $1.5\text{ }\mu\text{m}$ 波长脉冲激光在皮肤样品上进行二维阵列式微消融,获得每平方厘米6400个MTZ,每个消融点凹坑直径约为 $100\text{ }\mu\text{m}$ 、深度约为 $300\text{ }\mu\text{m}$ 。一天后消融点皮肤表皮再生,三个月后所有消融点表面痕迹全部消失。2007年,Hantash等^[16,19]研究了利用功率为 30 W 的聚焦CO₂激光脉冲(光斑直径为 $120\text{ }\mu\text{m}$)消融在体和离体人体前臂皮肤,结果表明通过控制激光脉冲能量可实现皮肤表面阵列式消融和凝固,MTZ在 24 h 内能够完全自动愈合。Lapidoth等^[20]使用 $2.94\text{ }\mu\text{m}$ 波长聚焦钬激光脉冲实现28例美容换肤而没有留下显著副作用。皮肤消融性微小光热解效应为传送选择性红外激光脉冲到真皮下的病损组织提供一条安全通道并能有效减小激光手术副作用。

基于消融性微小光热解效应^[17-18]和选择性光热解效应^[3]的基本原理,融合两者优点开展双红外调Q脉冲激光(消融性和非消融性激光波长分别为 $2.75\text{ }\mu\text{m}$ 和 $2.30\text{ }\mu\text{m}$,脉冲宽度为 $20\sim 150\text{ ns}$,能量在 50 Hz 时大于等于 3 mJ 或在 1000 Hz 时大于 0.5 mJ)安全且高效地消除人类皮下浅脂肪组织的基础研究。

2 可行性分析

2.1 皮肤组织吸收光谱

人体皮肤主要由表皮、真皮及皮下组织构成,皮下组织主要由脂肪层组成^[21]。皮肤中 $70\%\sim 80\%$ 的成分是水,真皮中的水、血红蛋白、氧合血红蛋白和表皮中的黑色素等决定皮肤光学吸收特性^[15,21]。各种主要生色团在 $0.1\sim 12\text{ }\mu\text{m}$ 波长范围内的吸收系数如图1所示。水峰值吸收波长为 $0.13, 0.15, 0.96, 1.19, 1.44, 1.95, 2.94, 4.68, 6.1\text{ }\mu\text{m}$ 。蛋白质主要在紫外区被吸收,黑色素、人体皮肤表面、氧合血红蛋白(HbO₂)和血红蛋白(Hb)在可见光和近红外光区有明显的吸收,所以消脂治疗窗口应选择在近中红外波段($0.9\sim 2.94\text{ }\mu\text{m}$,图1中黄色部分)。由于在 $2.445\sim 3.0\text{ }\mu\text{m}$ 波长范围内脂肪吸收系数始终小于水的吸收系数^[13],而在 $0.43\sim 2.445\text{ }\mu\text{m}$ 波长范围内只有在 $0.9\sim 0.93\text{ }\mu\text{m}, 1.19\sim 1.22\text{ }\mu\text{m}, 1.7\sim 1.73\text{ }\mu\text{m}, 2.28\sim 2.35\text{ }\mu\text{m}$ 波长区间脂肪组织吸收系数高于水的吸收系数,其中 $0.915, 1.21, 1.72, 2.30\text{ }\mu\text{m}$ 波长处人体脂肪组织和水的吸收系数比值最大(图2)且比值分别为 $0.9935, 1.3274, 1.6024, 1.7451$,可见比值随波长增大而增大,同等条件下选择性光热解的性能会逐渐增强^[11,22-23]。

2.2 脂肪组织凝固波长选择

利用Origin 8.5软件拟合脂肪组织4个峰值吸收波长激光温度与辐射能量密度比值随波长变化的规律

曲线,结果如图3所示。结果表明在2.3 μm波长处人类脂肪组织与水的温度变化与辐射能量密度($\Delta T/F$)之比达到最大值3.8431,该波长处具有最佳的选择性光热解效果。

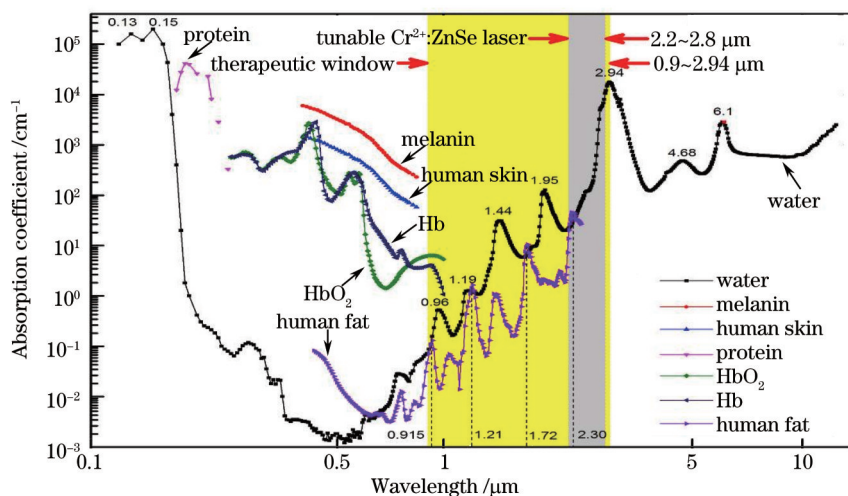


图1 0.1~12 μm 光谱范围内皮肤中主要生色团吸收系数^[15]

Fig.1 Absorption coefficients of chromophores in skin in the spectrum of 0.1~12 μm wavelength

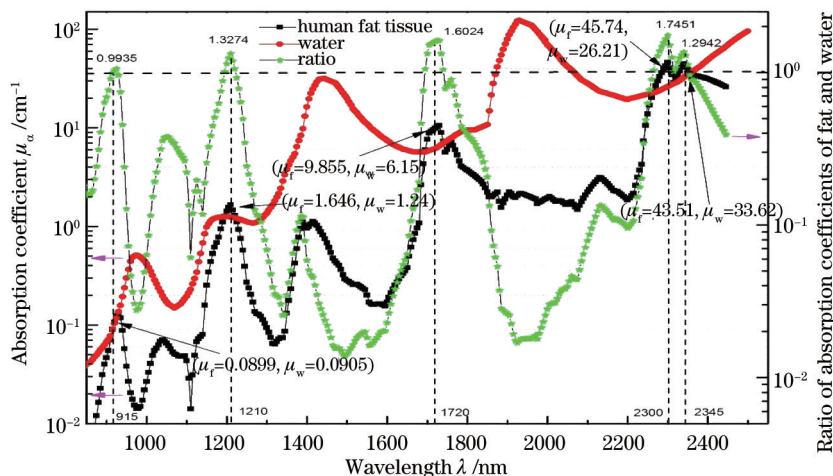


图2 815~2550 nm 光谱范围内人体脂肪组织和水的吸收系数(μ_f 和 μ_w)及比值关系图

Fig.2 Absorption coefficients of human fat and water and their ratio in the spectrum of 815~2550 nm wavelength

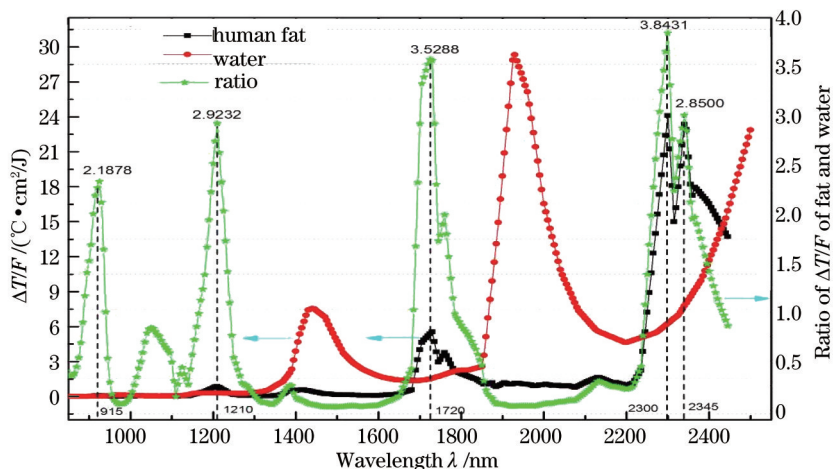


图3 脂肪组织和水的温度变化与辐射能量密度比值随波长变化关系曲线

Fig.3 Variation in ratio of temperature change of fat tissue and water and irradiation energy density with wavelength

2.3 波长可调 Cr²⁺:ZnSe 增益转换高能量可调激光器

图 4 为实验用波长可调 Cr²⁺:ZnSe 增益转换高能量可调激光器 (GS HETL-Cr-ZnSe-2500-3, SN: 1301126, IPG Photonics Corporation, USA) 不同抽运功率条件下输出能量与波长函数关系图, 其波长可调范围为 2.2~2.8 μm, 正好处于图 1 所示灰色部分区域, 脉宽为 20~150 ns, 能量在 50 Hz 时大于等于 3 mJ 或在 1000 Hz 时大于 0.5 mJ。因此, 该激光器可分别输出波长为 2.75 μm 的消融性脉冲激光和 2.3 μm 的非消融性脉冲激光, 满足双调 Q 的红外脉冲激光消脂需要。

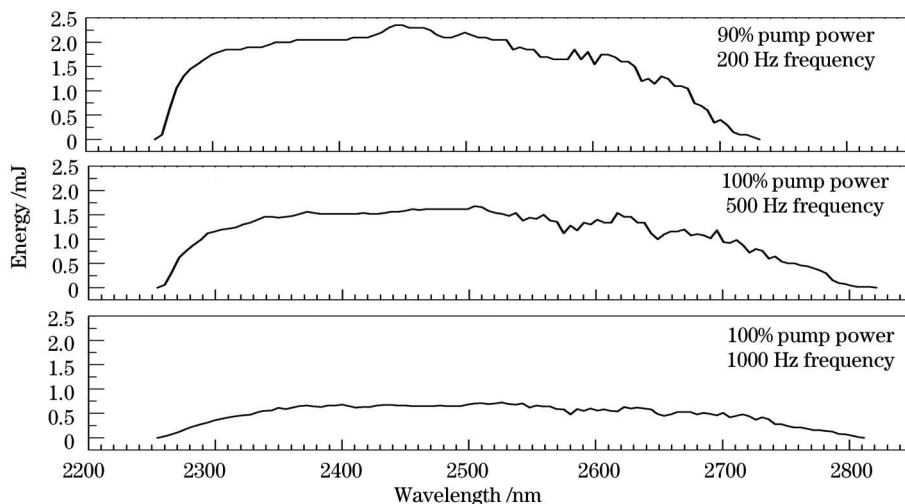


图 4 波长可调 Cr²⁺:ZnSe 激光器输出能量与波长关系

Fig.4 Relationship between output energy and wavelength of tunable Cr²⁺:ZnSe laser

2.4 消融性激光与非消融性激光特征参数

由表 1 可知, 消融表皮和真皮的 2.75 μm 激光脉冲和非消融性且选择性光热解脂肪组织的 2.3 μm 激光脉冲热局限常数分别为 0.145 ms 和 329.33 ms, 远大于激光脉冲宽度 20~150 ns, 选择适当脉冲频率可使曝光时间小于脂肪热弛豫时间。实际运用中是多个脉冲连续作用, 由于光热累积效应, 有效组织热弛豫时间远大于表 1 中的热局限常数^[24]; 2.75 μm 激光脉冲应力局限常数为 5.9032 ns, 小于激光脉冲宽度, 消融真皮时产生热弹性波可能对周围组织造成一定程度的光应力损伤; 2.3 μm 激光脉冲应力局限常数为 282.33 ns, 由于该数值大于激光脉冲宽度 20~150 ns, 所以此脉冲激光选择性光热解脂肪进程中不会对周围正常组织产生应力损伤。此外, 表 1 中所列的水中消融阈值为各个波长激光使纯净水从 20 °C 汽化到 100 °C 时的阈值, 实际运用中将水从人体正常体温 36.5 °C 加热至 60 °C 左右即可, 因此真实的各个波长水中消融阈值应该低于表中所列数值, 而实验所用激光能量密度大于 3 J/cm² (大于 2.75 μm 激光脉冲水中消融阈值 2.3584 J/cm²), 非消融性的 2.3 μm 激光脉冲能量密度值只需要设置远小于 112.79 J/cm², 加热脂肪组织温度升高至 60 °C 左右使得胶原蛋白变性和凝固即可实现消脂。

表 1 中 $\delta = 1/\mu_\alpha$; $\tau_d = \frac{\delta^2}{4K}$, K 为水的热扩散系数且在室温 20 °C 时 $K = 0.1435 \text{ mm}^2/\text{s}$; $\tau_s = \frac{\delta}{C_a}$, C_a 为水中超声声速且 $C_a = 1540 \text{ m/s}$ 。CaF₂ 透镜中光波折射率 $n_i = 1 + \frac{B_1\lambda_i^2}{\lambda_i^2 - C_1} + \frac{B_2\lambda_i^2}{\lambda_i^2 - C_2} + \frac{B_3\lambda_i^2}{\lambda_i^2 - C_3}$, 其中 $B_1 = 0.5675888 \mu\text{m}^2$, $B_2 = 0.4710914 \mu\text{m}^2$, $B_3 = 3.8484723 \mu\text{m}^2$, $C_1 = 0.00252643 \mu\text{m}^2$, $C_2 = 0.010078333 \mu\text{m}^2$, $C_3 = 1200.55597 \mu\text{m}^2$ 。单位体积水从室温 20 °C 加热到 100 °C 时, 汽化能量密度 $W_{\text{abl}} = \rho(C\Delta T + L_v)$, 其中水密度 $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$, 水特殊热容 $C_v = 4.216 \text{ J/(g}\cdot\text{K)}$, 温度变化 $\Delta T = 80 \text{ }^\circ\text{C}$, 水侧向汽化热系数 $L_v = 2257 \text{ J/g}$, 因此可计算出 $W_{\text{abl}} = 2594.28 \text{ J/cm}^3$ 。对于特定波长激光在水中消融阈值 $H_{\text{th}} = \frac{W_{\text{abl}}}{\mu_\alpha}$, 其中 μ_α 为吸收系数, 可计算出特定光波在水中消融阈值数值如表 1 所示。表 1 中吸收系数数据参考文献[25]。

表 1 几种特殊波长激光相关参数及特性^[26]

Table 1 Relevant laser parameters and characteristics for some special wavelengths

Wavelength $\lambda/\mu\text{m}$	Absorption coefficient μ_a/cm^{-1}	Penetration depth $\delta/\mu\text{m}$	Thermal confinement time constant τ_d/ms	Stress confinement time constant τ_s/ns	Refractive index of CaF_2, n_i	Ablation threshold in water $H_{th}/(\text{J}/\text{cm}^2)$
0.915	0.0905	110460	21256800	71727.27	1.42949	28666.077
1.210	1.22	8264	118978	5366.2	1.42767	2127.8689
1.72	6.36	1572	4305	1020.8	1.42523	408.1761
2.25	17	588.24	602.8	381.97	1.42254	152.60
2.30	26.21	434.78	329.33	282.33	1.42226	112.79
2.40	42	238.10	98.765	154.61	1.42169	61.769
2.50	83	120.48	25.29	78.235	1.4211	31.256
2.60	99	101.01	17.775	65.591	1.42049	26.205
2.70	235	42.553	3.155	27.632	1.41987	11.039
2.750	1100	9.0909	0.145	5.9032	1.41954	2.3584
2.80	4212	2.3742	0.01	1.5417	1.41922	0.6159

3 理论模拟

为了研究调Q的红外脉冲激光与生物组织相互作用后诱导组织温度变化特征,假定组织为单一层且各向同性、无热传导方向性差异,忽略光散射条件下,激光曝光后组织层温度变化可由热传导方程表示为^[24]

$$\frac{\partial T}{\partial t} - k\Delta T = \frac{\varepsilon}{\rho c_p}, \quad (1)$$

式中 ε 为单位体积和单位时间内外部沉积能量, T 为瞬态组织温度, t 为时间, K 为玻耳兹曼常数, ρ 为组织密度, c_p 为组织热容。利用Mathematics 6.5软件编程模拟调Q的2.2~2.8 μm 脉冲激光(光束半径为100 μm 、脉冲能量为0.5 mJ、脉冲宽度为100 ns、频率为1 kHz)在纯净水水面下5 μm 处温度随辐射时间变化函数关系曲线,模拟计算结果如图5所示。当辐射时间为10 ms时,2.3 μm 和2.75 μm 脉冲激光诱导温度分别升高至50 $^{\circ}\text{C}$ 和460 $^{\circ}\text{C}$,理论上2.3 μm 脉冲激光光热解脂肪组织时间约为10 ms左右。

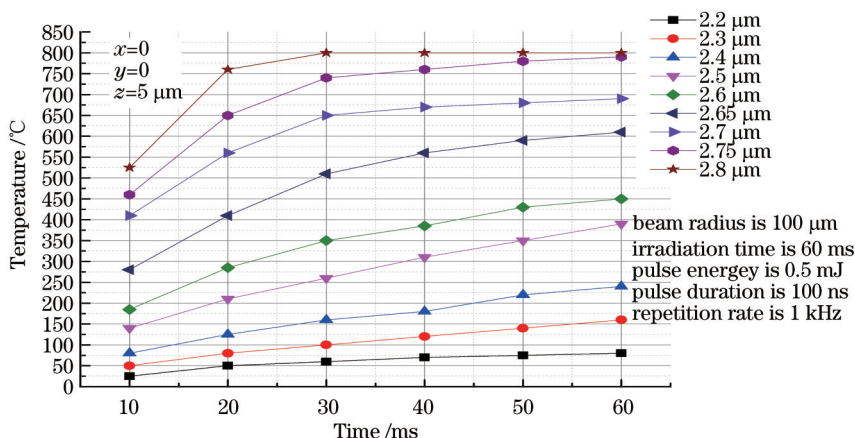


图 5 2.2~2.8 μm 波长调 Q 激光水下诱导温度与曝光时间关系

Fig.5 Relationship between temperature and exposure time of Q-switched 2.2~2.8 μm wavelength laser underwater

利用Mathematics 6.5软件编程模拟100个连续的调Q 2.2~2.8 μm 脉冲激光(脉冲能量为0.5 mJ、脉冲宽度为100 ns、频率为1 kHz)在纯净水水面处诱导的温度随光束半径变化函数关系曲线,模拟计算结果如图6所示。可见激光诱导温度随光束半径增大急剧下降,在光束半径为100 μm 时,2.75 μm 脉冲激光诱导温度可达900 $^{\circ}\text{C}$,表明该波长激光具有较强的消融皮肤组织的能力。

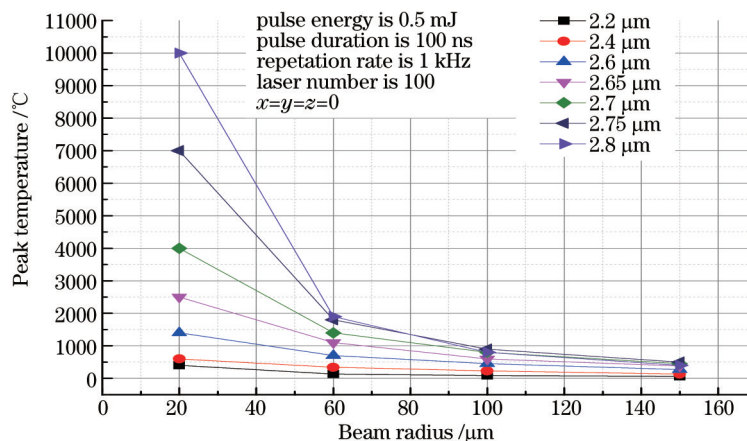


图6 调Q的2.2~2.8 μm 脉冲激光诱导水温随光束半径变化关系曲线

Fig.6 Relationship between temperature and beam radius of Q-switched 2.2~2.8 μm wavelength laser underwater

聚焦光束半径参数选择在本研究中极为重要,既要保证2.75 μm 脉冲激光有足够的消融皮肤组织的能力,还要保证微小消融区直径小至在正常组织作用下消融区能够自动愈合,如果光斑半径太大会有手术副作用如伤疤出现。然而2.3 μm 脉冲激光光热解脂肪组织时,理论上光束半径越大热解效应越显著,消脂的效果就越好。所以光束半径要折衷选取,既要符合消融性微小光热解效应要求,还要符合非消融性、选择性光热解效应要求。

4 预实验及结果

皮肤组织经相关机构批准后从医院皮肤外科获得,皮肤组织在冰箱中保鲜,实验前使用手术刀将组织切割成约1 cm \times 1 cm尺寸的若干块,实验时将组织固定在载物台中,使用CaF₂凸透镜将2.2~2.8 μm 脉冲激光聚焦于皮肤组织表面。激光照射后,立即用镊子将皮肤组织放入生理盐水中清洗后再依次放入标记好的含有10%甲醛溶液的30 mL瓶中固定24 h。固定的目的是保持组织细胞的形态、结构与离体前的原有形态和结构相似,维持组织热损伤的特异性特征,防止组织材料因微环境的变化发生自溶和/或腐败而破坏原有结构。将固定好的组织制作石蜡切片并进行氯化氮蓝四唑(NBTC)染色。最后将做好的切片放在显微镜下拍摄不同放大倍数的显微图像,观测光热解效应和周围正常组织的损伤状况。

图7为频率为100 Hz、单脉冲能量为0.25 mJ、波长为2.795 μm 的脉冲激光消融人体皮肤组织后经过NBTC染色后的实验结果。图7表明相同实验条件下随着激光脉冲个数增多消融凹坑深度加深,500个脉冲定点消融深度接近1 mm,可以达到皮下浅脂肪组织表面,为后续2.3 μm 波长激光热解脂肪组织打开传输通道。图8表明随着波长增大,达到相同的消融效果时所需能量逐渐减小,但对周围正常组织的损伤范围也逐渐减小,能量

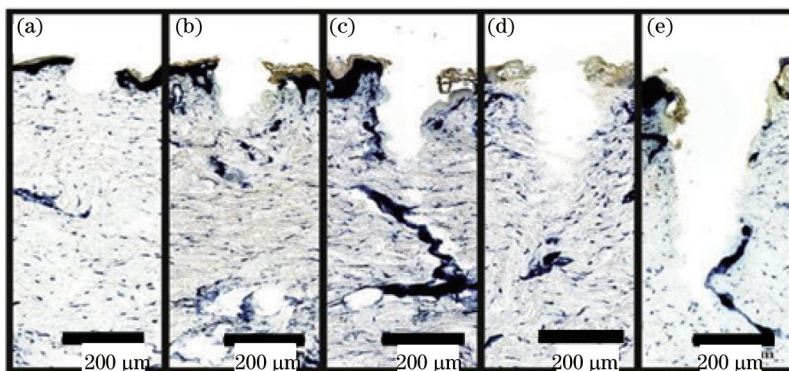


图7 2.795 μm 波长脉冲激光(频率为100Hz,单脉冲能量为0.25 mJ)消融人体皮肤组织后形成凹坑的轴向形貌图。激光脉冲个数分别为(a) 10个;(b) 50个;(c) 100个;(d) 500个

Fig.7 Axial morphology of human skin exposed by 2.795 μm wavelength, 100 Hz, 0.25 mJ laser. Number of laser pulses is (a) 10; (b) 50; (c) 100; (d) 500

为 0.25 mJ 的 2.795 μm 波长激光平均损伤宽度为 (7.2 ± 0.5) μm , 而能量为 0.8 mJ 的 2.315 μm 波长激光平均损伤宽度为 (194.6 ± 10.4) μm , 造成这一现象的根本原因是较长的波长具有较大的吸收系数。

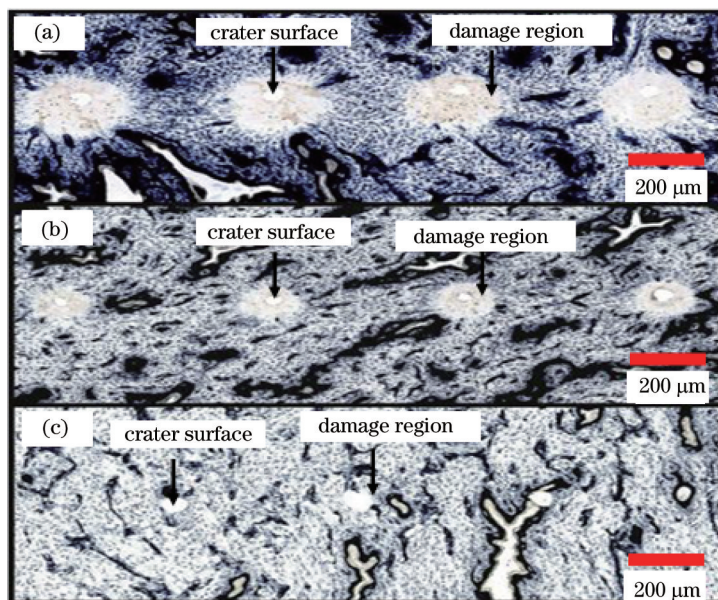


图 8 不同波长不同能量条件下消融皮肤组织表面形貌和热损伤, 激光脉冲数均为 500 个。(a) 波长 2.315 μm , 单脉冲能量 0.8 mJ, 平均损伤宽度 (194.6 ± 10.4) μm ; (b) 波长 2.725 μm , 单脉冲能量 0.6 mJ, 平均损伤宽度 (111.8 ± 8.2) μm ; (c) 波长 2.795 μm , 单脉冲能量 0.25 mJ, 平均损伤宽度 (7.2 ± 0.5) μm

Fig.8 Surface morphology and thermal damage of human skin exposed under different wavelength and energy, number of laser pulses is 500. (a) Wavelength 2.315 μm , energy 0.8 mJ, average damage length (194.6 ± 10.4) μm ; (b) wavelength 2.725 μm , energy 0.6 mJ, average damage length (111.8 ± 8.2) μm ; (c) wavelength 2.795 μm , energy 0.25 mJ, average damage length (7.2 ± 0.5) μm

5 讨 论

国外有研究人员采用 0.924 μm ^[10]、1.21 μm ^[11-12]、1.72 μm ^[13] 波长激光在表皮致冷条件下实现人体局部脂肪消脂, 同时保持表皮无损伤, 但消脂的效果不理想, 因为光脉冲穿透表皮、真皮进程中被大量吸收和散射, 有效消脂的能量不到初始入射光能量的 10%。如果要提高有效消脂的能量必须增大初始的入射能量, 但超过一定阈值会损伤表皮。另外, 1.21 μm 和 1.72 μm 激光均为自由电子激光(FEL)激光器产生, 其体积庞大、运行成本高、不易普及。2.30 μm 波长激光具有更强的消脂能力, 对邻近正常组织有更小热损伤(热局限常数为 329.33 ms, 应力局限常数为 282.33 ns, 见表 1)。但吸收系数与消光长度成反比, 2.30 μm 波长激光在水中的消光长度约为 435 μm (表 1), 该激光入射到脂肪组织表面前就已经被表皮和真皮(例如网状真皮层 1~4 mm^[21])完全吸收和散射, 所以必须由前置的消融性激光打开组织表面通道, 然后由 2.30 μm 波长激光热解脂肪组织, 热解产物通过人体新陈代谢直接排出体外, 微创伤口经过一段时间后自动愈合, 从而实现局部消脂目的。

6 结 论

基于 $\text{Cr}^{2+}:\text{ZnSe}$ 增益转换高能量可调激光器, 设想利用聚焦 2.75 μm 波长脉冲激光($\mu_a=1100 \text{ cm}^{-1}$)消融表皮和真皮形成微小通道, 调整波长至 2.3 μm ($\mu_a=26.21 \text{ cm}^{-1}$)并选择恰当能量和频率, 选择性地加热脂肪组织到至少 60 $^{\circ}\text{C}$, 使其凝固坏死, 光热解产物可通过新陈代谢排出体外, 但周围正常组织(主要成分是水)因吸收系数较小而没有达到损伤温度阈值。结束单点消融后在微控制平台控制下实现二维阵列式多点消融凝固, 从而实现皮肤局部消脂。此方法不仅能避免常规消融性外科手术的副作用, 而且还能克服非消融性外科手术疗效差的缺点, 将两种不同的治疗方式相结合尝试建立新的治疗模式, 实现激光外科美容手术安全性和有效性的和谐统一。

参考文献

- 1 M G Berry, D Davies. Liposuction: A review of principles and techniques [J]. J Plast Reconstr Aesthet Surg, 2011, 64(8): 985-992.

- 2 Zhang Bin. Advances in liposuction technology [J]. Chinese Journal of Aesthetic Medicine, 2011, 20(9): 1483–1486.
张 斌. 脂肪抽吸技术的发展 [J]. 中国美容医学, 2011, 20(9): 1483–1486.
- 3 R R Anderson, J A Parrish. Selective photothermolysis: Precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation [J]. Science, 1983, 220(4596): 524–527.
- 4 Zhang Jizhuang. Photo-Thermal Interactions of Laser Ablation and Selective Photothermolysis during Laser Treatments of Skin Diseases [D]. Beijing: Tsinghua University, 2009.
张纪庄. 皮肤病治疗中激光蚀除和选择性光热解的光热作用研究 [D]. 北京: 清华大学, 2009.
- 5 Xie Shusen, Gong Wei, Li Hui. Selective photothermolysis in biological tissue [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2004, 41(8): 48–51.
谢树森, 龚 玮, 李 晖. 生物组织的选择性光热解效应 [J]. 激光与光电子学进展, 2004, 41(8): 48–51.
- 6 R R Anderson, R J Margolis, S Watanabe, *et al.*. Selective photothermolysis of cutaneous pigmentation by Q-switched Nd:YAG laser pulses at 1064, 532 and 355 nm [J]. J Invest Dermatol, 1989, 93(1): 28–32.
- 7 S R Reiken, S F Wolfort, F Berthiaume, *et al.*. Control of hypertrophic scar growth using selective photothermolysis [J]. Laser Surg Med, 1997, 21(1): 7–12.
- 8 J R Lloyd, M Mirkov. Selective photothermolysis of the sebaceous glands for acne treatment [J]. Laser Surg Med, 2002, 31(2): 115–120.
- 9 I K Rubin, W A Farinelli, A Doukas, *et al.*. Optimal wavelengths for vein-selective photothermolysis [J]. Laser Surg Med, 2012, 44(2): 152–157.
- 10 R A Weiss, K Beasley. Laser-assisted liposuction using a novel blend of lipid- and water-selective wavelengths [J]. Laser Surg Med, 2009, 41(10): 760–766.
- 11 R R Anderson, W Farinelli, H Laubach, *et al.*. Selective photothermolysis of lipid-rich tissues: A free electron laser study [J]. Laser Surg Med, 2006, 38(10): 913–919.
- 12 M Wanner, M Avram, D Gagnon, *et al.*. Effects of non-invasive, 1210 nm laser exposure on adipose tissue: Results of a human pilot study [J]. Laser Surg Med, 2009, 41(6): 401–407.
- 13 F H Sakamoto, A G Doukas, W A Farinelli, *et al.*. Selective photothermolysis to target sebaceous glands: Theoretical estimation of parameters and preliminary results using a free electron laser [J]. Laser Surg Med, 2012, 44(2): 175–183.
- 14 Z Rahman, H MacFalls, K Jiang, *et al.*. Fractional deep dermal ablation induces tissue tightening [J]. Laser Surg Med, 2009, 41(2): 78–86.
- 15 A Vogel, V Venugopalan. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues [J]. Chem Rev, 2003, 103(2): 577–644.
- 16 B M Hantash, V P Bedi, B Kapadia, *et al.*. *In vivo* histological evaluation of a novel ablative fractional resurfacing device [J]. Laser Surg Med, 2007, 39(2): 96–107.
- 17 D Manstein, G S Herron, R K Sink, *et al.*. Fractional photothermolysis: A new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury [J]. Laser Surg Med, 2004, 34(5): 426–438.
- 18 G B Altshuler, R R Anderson, D Manstein, *et al.*. Extended theory of selective photothermolysis [J]. Laser Surg Med, 2001, 29(5): 416–432.
- 19 B M Hantash, V P Bedi, K F Chan, *et al.*. *Ex vivo* histological characterization of a novel ablative fractional resurfacing device [J]. Laser Surg Med, 2007, 39(2): 87–95.
- 20 M Lapidoth, M E Yagima, L Mayumi. Novel use of erbium:YAG (2940 nm) laser for fractional ablative photothermolysis in the treatment of photodamaged facial skin: A pilot study [J]. Dermatol Surg, 2008, 34(8): 1048–1053.
- 21 A N Bashkatov, E A Genina, V I Kochubey, *et al.*. Optical properties of human skin subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400–2000 nm [J]. J Phys D, 2005, 38(15): 2543–2555.
- 22 A N Bashkatov, E A Genina, V I Kochubey, *et al.*. Optical properties of the subcutaneous adipose tissue in the spectral range 400–2500 nm [J]. Opt Spectrosc, 2005, 99(5): 836–842.
- 23 G B Altshuler, R R Anderson, D Manstein. Method and apparatus for the selective targeting of lipid-rich tissues [P]. Patent No. US 7060061 B2, USA, 2006. 6.
- 24 B Choi, A J Welch. Analysis of thermal relaxation during laser irradiation of tissue [J]. Laser Surg Med, 2001, 29(4): 351–359.
- 25 W M Irvine, J B Pollack. Infrared optical properties of water and ice spheres [J]. Icarus, 1968, 8: 324–360.
- 26 M L Ha. Fractional Laser Ablation of Cutaneous Tissue Using a Tunable CW and Gain-Switched Chromium-Doped Zinc Chalcogenide IR Laser [D]. Lübeck: Lübeck University, 2012.

栏目编辑: 吴秀娟