

皮肤与美容 激光外科

*Cutaneous and
Cosmetic Laser Surgery*

主编/Mitchel P. Goldman

主译/李 勤 余文林 苑凯华



人民军医出版社
PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

皮肤与美容激光外科

Cutaneous and Cosmetic Laser Surgery

 人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

图书在版编目 (CIP) 数据

皮肤与美容激光外科/ (美) 戈德曼 (Goldman, M. P.) 主编; 李 勤, 余文林, 苑凯华译. —北京: 人民军医出版社, 2009. 6

ISBN 978-7-5091-2656-1

I. 皮… II. ①戈…②李…③余…④苑… III. ①皮肤病-激光疗法②美容-激光疗法 IV. R751.05

中国版本图书馆CIP数据核字 (2009) 第066919号

Cutaneous and Cosmetic Laser Surgery, 1/E

Mitchel P. Goldman

ISBN-13: 978-0-323-03312-1

ISBN-10: 0-323-03312-1

Copyright © 2006 by Elsevier. All rights reserved.

Authorized Simplified Chinese translation from English language edition published by the Proprietor.

ISBN-13: 978-981-272-344-4

ISBN-10: 981-272-344-7

Copyright © 2009 by Elsevier (Singapore) Pte Ltd. All rights reserved.

Elsevier (Singapore) Pte Ltd.

3 Killiney Road

#08-01 Winsland House I

Singapore 239519

Tel: (65) 6349-0200

Fax: (65) 6733-1817

First Published 2009

2009 年初版

Printed in China by People's Military Medical Press under special arrangement with Elsevier (Singapore) Pte Ltd. This edition is authorized for sale in China only, excluding Hong Kong SAR, Macao SAR and Taiwan. Unauthorized export of this edition is a violation of the Copyright Act. Violation of this Law is subject to Civil and Criminal Penalties.

本书简体中文版由人民军医出版社与Elsevier (Singapore) Pte Ltd.在中国大陆境内合作出版。本版仅限在中国境内 (不包括香港、澳门特别行政区及台湾省) 出版及标价销售。未经许可之出口, 视为违反著作权法, 将受法律制裁。

著作权合同登记号: 图字 军 — 2009 — 012号

策划编辑: 丁 震 纳 琨 文字编辑: 张长义 等 责任审读: 张之生

出 版 人: 齐学进

出版发行: 人民军医出版社 经销: 新华书店

通讯地址: 北京市100036信箱188分箱 邮编: 100036

质量反馈电话: (010) 51927278; (010) 66882586

邮购电话: (010) 51927252

策划编辑电话: (010) 51927278

网址: www.pmmp.com.cn

印刷: 三河市春园印刷有限公司 装订: 春园装订厂

开本: 889mm×1194mm 1/16

印张: 25.75 字数: 709千字

版、印次: 2009年6月第1版第1次印刷

印数: 0001~2500

定价: 298.00元

版权所有 侵权必究

购买本社图书, 凡有缺、倒、脱页者, 本社负责调换

著者前言

激光技术正在不断改良，光动力疗法、手术后和表面麻醉技术等方法的发展，为激光内科和外科拓宽了应用的领域。

本书编写之前已经有了许多优秀的激光外科著作。1999年和2000年我与Richard Fitzpatrick博士共同编写了两本有关激光治疗的教材，这两本教材为本书的编写打下了基础。本书主要讲述整形美容治疗激光应用的最新进展，编写中还邀请了几位在激光内科和外科领域权威的专家介绍他们的临床经验，他们在百忙之中参与本书的编写是对这项工作的巨大支持，同时也因为他们的参与提升了本书的权威性。

本书在前一个版本的基础上重点补充了近5年来激光外科的新进展，编写简明扼要，便于临床参考及初学者的理解；书中还以病例报道的形式介绍临床治疗方法，使读者能够更直接地理解掌握。

我希望本书能对所有从事激光内科和外科的医师有所帮助。病人是激光皮肤美容外科的焦点，激光医师掌握了这些最微小侵入性的美容整形治疗方法，可以更好地为病人服务。

医学理论和技术进展很快，我们希望本书的出版可以为这一新兴的热门领域发展发挥更大的作用。

Mitchel P. Goldman

(毕 媛 译 余文林 校)

致 谢

这部分通常是最难写的，因为从来都不可能对所有为本书的编撰提供帮助的人表示感谢。

本书由Elsevier出版，虽然在献辞中并没有提到Sue Hodgson，但是我非常感谢她给予我的支持和信任。在1999年和2000年，我和我以前的搭档Richard E. Fitzpatrick合作撰写并由Mosby出版了两本专著，Sue Hodgson认为应将这两本书融合在一起编写一本综合性的激光书籍。虽然“Fitz”在以下的章节中都不是署名作者，但是他过去的贡献十分突出，并且影响了这本新的书籍。本次与其他成员的合作都很愉快。我感谢他们对本次工作的奉献和专业精神。本书从投稿到出版历时不到6个月，确保了本书在这个快速发展的领域中是最新的书籍。

因为皮肤美容激光外科领域的快速发展，需要很多专家的帮助才能完成本书的编写，仅凭个人不可能如此及时地综合到本书的所有信息。我感到荣幸并且感谢如此之多的朋友，他们都是各自领域中的著名专家，从繁忙的工作和生活中抽出时间来将他们的想法整理成书稿。事实上，通过对编者目录的阅读可以了解这些激光学专家的一些信息。

读者还会注意到一些章节是由多个年轻的皮肤科和美容激光外科医生联合撰写的。在这些未来的专家中，他们中的大多数最近才完成多个私立激光学会会员资格课程和被公认的美容外科学会和美容莫氏外科资格的培训课程，他们为本书注入了热情和活力。

最后，真正推进本次工作完成的是在我们La Jolla SpaMD的诊所轮转的整形外科年轻的医生们的好奇心和热情。有时，他们强烈的好奇心和求知欲望将我推进到这项工作中。这开始帮助我教导未来同仁医学艺术和科学。我唯一的愿望就是将这些专业精神和热情得以弘扬。

Mitchel P. Goldman

(毕 媛 译 余文林 校)

内容提要

本书由国际皮肤激光美容领域的权威专家 Mitchel P. Goldman 教授组织编写，反映了近年来激光美容外科领域里的主要的设备、技术和经验，代表了激光美容外科的最新进展。全书共分15章，分别从激光与组织的相互作用、皮肤血管性疾病的激光治疗、皮肤良性色素性疾病的治疗、文身的治疗、激光及其他光源脱毛等方面进行了详细阐述。特别是“激光治疗在亚洲人皮肤上的应用”一章详细论述了激光治疗在亚洲人皮肤上应用的经验，更值得国内医师学习。本书非常注重对激光与组织相互作用的理解和掌握，这些原理对临床具有重要的指导意义，非常有助于医师更加灵活地开发仪器的各项治疗潜能，做到知其然更知其所以然，改善治疗效果，减少并发症，使其成为激光美容外科一本极好的教科书。本书适合激光美容外科医师阅读参考。

译者前言

激光美容医学是一门崭新、发展非常迅速的学科。20世纪80年代,随着选择性光热作用理论的提出,此后20年中新一代激光仪如雨后春笋般地涌现。近年来,强脉冲光、射频及一些其他光疗技术和设备也得到日新月异的发展,特别是最近点阵式激光不断涌现,所有这些技术和设备的开发和应用极大地拓展了治疗范围,改善了治疗效果。同时,这也要求我们对现行的治疗方法和手段进行不断地更新和改进。本书为美国加利福尼亚大学皮肤病学教授Mitchel P. Goldman医学博士主编,所介绍的内容涵盖了该书出版时主要的设备、技术和经验,代表了激光美容外科的最新进展,可供我国从事激光美容医学的同仁们参考和借鉴。

本书虽然主要阐述的是白种人的治疗经验,但书中仍有大量篇幅介绍了非白种人的激光治疗特点,特别是第15章专门讨论了亚洲人激光治疗的经验,其中有许多精辟的见解值得学习。本书另外一个最大的亮点就是自始至终非常注重对激光与组织相互作用的理解和掌握,认为这些原理对临床具有重要的指导意义,非常有助于医师更加灵活地开发仪器的各项治疗潜能,做到知其然更知其所以然,改善治疗效果,减少并发症。正由于此,本书不失为激光美容外科一本极好的教科书,这也正是我们翻译本书的主要原因。

我们相信凡是读了本书的人一定会有开卷有益之感。在此我们衷心地感谢人民军医出版社赋予我们的信任和责任。虽尽全力,但由于译者水平有限,贻笑大方之处诚请从事激光美容专业的专家与同仁提出宝贵的意见和建议。

李 勤 余文林 苑凯华
2009年3月于羊城

目 录

第1章 激光与组织的相互作用 1	第11章 光动力疗法 288
E. Victor Ross and R. Rox Anderson	Michael H. Gold
第2章 皮肤血管性病变的激光治疗 34	第12章 激光安全：风险与危害的管理和 控制措施 306
Mitchel P. Goldman	Jaggi Rao, Penny J. Smalley, Alim Devani and Mitchel P. Goldman
第3章 皮肤良性色素性疾病的治疗 98	第13章 皮肤激光外科的麻醉 323
Divya Railan and Suzanne Kilmer	Nina Pabby, Anju Pabby and Mitchel P. Goldman
第4章 文身的治疗 113	第14章 射频和红外光设备非侵袭性紧肤术 338
Mitchel P. Goldman, Michelle Ehrlich, Suzanne Linsmeier Kilmer	Javier Ruiz-Esparza
第5章 激光及其他光源脱毛 141	第15章 激光在亚洲人皮肤上的应用 361
Christine C. Dierickx	Woraphong Manuskiatti and Mitchel P. Goldman
第6章 二氧化碳和钕：YAG激光汽化术 160	附录A 中英文对照词表 388
Robert J. Willard, Brent R. Moody and George J. Hruza	附录B 缩略词列表 398
第7章 剥脱性激光皮肤重建术 190	
Alex S. Carcama and Mitchel P. Goldman	
第8章 非剥脱性光学嫩肤设备 259	
Robert A. Weiss and Margaret A. Weiss	
第9章 腿部静脉的激光治疗 274	
Neil Sadick and Lian Sorhaindo	
第10章 瘢痕的激光修复 282	
Tina S. Alster and Divya Railan	

(毕 媛 译 余文林 校)

第1章

激光与组织的相互作用

E. Victor Ross and R. Rox Anderson

本章尽管名为“激光与组织的相互作用”，但同时还将介绍一些不同于激光的新技术，章名因而显得有点过时。虽然本章将继续采用“激光与组织的相互作用”作为章名，但“电磁辐射 (electromagnetic radiation EMR) 与组织的相互作用”可能更合适。在本书中，这两个术语可以相互替换。

一、简介

当用某种光源进行治疗时，多数医师均按照仪器说明书建议的设置和操作步骤进行，并根据临床上可鉴别的治疗终点来判断所采用的治疗参数是否合适。比如，用脉冲染料激光 (pulsed dye laser, PDL) 治疗葡萄酒色斑 (port-wine stain, PWS) 时，医师们均以治疗后即刻出现紫癜，并确保不发生表皮发白为治疗终点。

尽管这是保证良好治疗效果的方法 (可能是最好的)，但对于操作者来说，了解和掌握达到治疗终点的主要原理对临床是具有指导性意义的。这样，医师就可以扩展激光的治疗范围，优化对激光仪器的使用。比如，掌握了激光与组织的相互作用 (laser-tissue interactions, LTIs)，医师可用清洁的塑料薄片压迫色素性病变，用 PDL 来治疗而不会出现紫癜 (图 1-1)。通过压迫，挤走作为色基的血液，使得黑色素相对于血管的加热比率增加。光疗技术有许多其他创造性的用途，但是若对 LTIs 缺乏最基础的理解，医师就只能按照说明书按部就班的操作，不能做得更好。简言之，在皮肤美容激光外科，对光与组织和电与组织相互作用的理解有助于改善临床治疗效果。

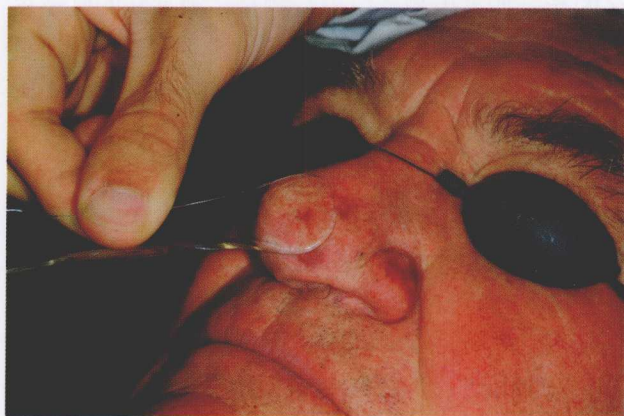


图 1-1 压迫操作实例

用透明塑料片挤走血液，以使用脉宽为 1.5ms 的脉冲染料激光治疗雀斑，且不会出现紫癜

二、激光与组织相互作用的大体改变

光可以分为紫外光 (UV: 200~400nm)，可见光 (VIS: 400~700nm)，近红外光 (NIR: 760~1400nm)，中红外光 (MIR: 1.4~3μm) 和远红外光 (FIR: ≥2μm)。这些都是激光皮肤病学重要的波段。光有波粒二相性。正常情况下，光在空间和大的界面如皮肤——空气界面准确表现为波的特性。光的粒子特性 (量子物理学) 在分子水平对于表现电磁辐射与组织相互作用的特征方面更有用 (见后述)。在宏观水平，光的性能遵循多种定律和方程式，与自然状态人类肉眼观察结果相一致。比如，我们熟悉折射与反射，池塘水表面是一个部分反射镜，池中的鱼比肉眼看到的更近一些 (折射)。正常情况下，皮肤表面对入射光的反射百分比取决于皮肤表面 (角质层折射率 1.55) 和空气 (折射率 1) 之间的折射率失配。

菲涅耳 (Fresnel) 方程可用来描述皮肤对光的反射量。根据入射光束与皮肤表面角度的不同, 反射值也相应的变化。掠射角入射的光 (指入射角接近 90°) 反射更多。因而, 在多数激光操作应用中, 均是将激光近似垂直传输入射 (入射角为 0°) 皮肤以尽量减少光反射损失。直角入射皮肤的光反射率一般为 $4\% \sim 7\%$ (图1-2)。可以采用乙醇溶液 (折射率1.4) 或者水 (折射率1.33) 来减少界面光损失。这就涉及光学耦合 (见后述)。另一方面, 干燥皮肤表面反射率高会反射更多的光。如果用测量仪进行测量, 银屑病的复杂皮肤与空气界面的反射率非常高, 因而病变呈现白色外观。未反射的光透射入表皮。光在皮肤组织中的进一步传播取决于局部吸收 (吸收的多少具有波长依赖性) 与散射 (见后述)。总之, 由于散射, 很多入射光逸出 (逸出指由于表皮和真皮中复杂的散射和皮肤表面的单向反射而返回到周围环境的总光量) (图1-2)。从治疗角度讲, 从皮肤表面反射的光是一种光能量浪费。这种逸出的光量 $15\% \sim 70\%$, 这取决于光的波长和皮肤类型。比如, 64% 的 1064nm 的入射激光将会逸出。将一个手指靠近皮肤表面的光束可很容易地证实这一点: 高能量时可感觉到一定的温热感, 这就是由于逸出部分光束作用的结果。

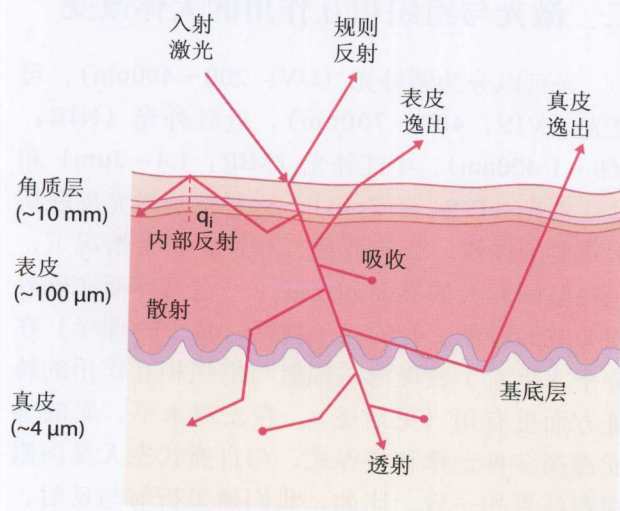


图 1-2 皮肤表面光的传输

物化学反应并不是热源特异性的。首先, 许多非激光设备均可用来加热皮肤。那么, 激光有什么优势呢? 在大多数情况下, 激光光束的特性 (如相干性) 与治疗应用中光与皮肤接触的过程并不相关。这一论点可以从皮肤病学中越来越多的应用过滤的闪光灯这一现象得到支持。所有的激光均有四种特性: ①光束方向性; ②极窄的发散角; ③光束的时间和空间相干性; ④光束的高强度性。

激光最大的优点在于高强度和单色性, 从而达到一定程度的精确, 这是非激光光源难以或不可能产生的。激光光束易于控制, 比如光束极易发散或聚焦。另一方面, 非激光光源如闪光灯, 在物理学上不可能使皮肤表面的亮度超过光源本身的亮度。与此相反, 激光由于其激发特性能产生极高强度的光。许多激光采用类似于强脉冲光 (IPL) 闪光灯的光源泵浦激光腔。光在激光腔中进行振荡扩增使得激光有别于其他光源的光。

激光实际上是通过特别的方法将普通光转变为能量更强的单色光形式。激光的高能量 (尤其是峰值功率) 是其他光源所不能达到的。许多皮肤美容外科需要将毫秒 (ms) 或更长脉冲的光传输到面积较大的皮肤, IPLs 光就足够或比激光更合适。激光可将光束聚焦, 这对形成激光的峰值能量是非常重要的。激光还可获得极小的光束发散色, 而非激光光源 (如 IPL) 由于其固有的发散, 不可能达到如此小的发散角。

根据激光的激发媒质, 激光可分为半导体激光、固体激光和气体激光。钕激光 (Nd) 就是固体激光的一个例子。此类激光有一个特征性的由闪光灯泵浦的固态棒 (图 1-3)。小型化的半导体激光和半导体泵浦钕激光变得效力更强和更受欢迎。一些半导体激光器与激光手具是分开装配的, 激光通过光纤传输 (图 1-4)。有些激光器则将激光半导体配置在手具上 (图 1-5)。现代的半导体激光能比过去产生更高的能量, 但与大多数脉冲固态激光器相比, 其峰值功率仍然有限。

三、激光的种类与特性

激光光源产热用途广泛, 通过调整其参数, 可精确控制产热部位和产热量。然而, 组织的生



图 1-3 红宝石激光器附加高电压的红宝石棒。闪光灯部件靠近红宝石棒，通常安装在闪光灯的顶部，反射镜使红宝石棒受激发



图 1-4 半导体激光，激光被耦合进连接手具的光纤中



图 1-5 另一例半导体激光器，半导体配置在手具上，该配置使得能更直接地应用激光。但是高电压和激光冷却系统也必须连接在手具上，使传输带更粗大

强脉冲光设备越来越普及，日益能与激光相媲美，可发射出 ms 级的脉冲。皮肤色基的吸收光谱较广泛，因而广谱光源成为美容理所当然的手段。IPL 是直接利用氙灯，而不是用氙灯来泵浦产生激光。针对特别的治疗需要，通过适当的光过滤可产生理想的光谱输出。就像一个幻灯机放映一个特殊颜色的幻灯片，这些明亮光源产生覆

盖黑色素、血红蛋白和（或）水的吸收光谱的光谱范围。此类设备的优点在于其灵活性，其缺点就是必须将灯、冷却装置和高电压线集成在一起。这样就形成比大多数激光设备更大的传输带和笨重的手具。同时，其光束易很快发散，在光学上不像激光光束那样容易操作。高能短脉冲（如 Q 开关 ns 级脉冲）不可能通过闪光灯泵浦得到，但可被用来泵浦 Q 开关激光，新型的 IPL 设备同时配备有 Q 开关激光附件（图 1-6）。总之，激光和闪光灯系统的大小、重量和价格均在稳步下降。



图 1-6 IPL 设备中闪光灯泵浦的 Q 开关激光，激光棒在手具中

对于任何电磁辐射进程来说，其基本参数有功率、时间和光斑，如连续波（CW）激光。脉冲激光的参数有脉冲能量、脉宽、光斑、能量密度、重复频率和总脉冲数。能量的单位为焦耳（J）。每单位面积传输的总能量为能量密度，有时也称为剂量或辐照量，单位为 J/cm^2 。能量传输的速率为功率，单位为瓦（W）。 $1W=1J/s$ （ $W=J/s$ ）。每单位面积传输的功率称为辐射度或功率密度，单位为 W/cm^2 。激光照射时间（脉冲激光称为脉宽）为能量传输的时间。皮肤美容外科所用的电磁辐射照射时间范围为几秒至 ns。能量密度等于辐射度乘以照射时间。功率密度是最重要的参数之一，因为在皮肤应用方面经常决定激光的作用机制（图 1-7）。比如，一个低的辐射度（代表性的范围为 $2 \sim 10mW/cm^2$ ）不能显著增加组织温度，一般用于诊断、光化作用和生物刺激。而在另一极端，一个非常短的纳秒（ns）脉冲可产生极高的峰值功率密度，产生光机械效应，甚至有等离子形成。等离子是因为物质的电离产生的“火花”。其他重要的因素有激光光斑（极大的影响皮肤中的光强度，不管入射光是会

聚、发散或漫射)和照射面积(光束在空间上的轮廓)上辐射的均匀性。脉冲特性是脉冲形态在时间上的特性(瞬时功率-时间),是另外一个能够影响组织反应的特性。

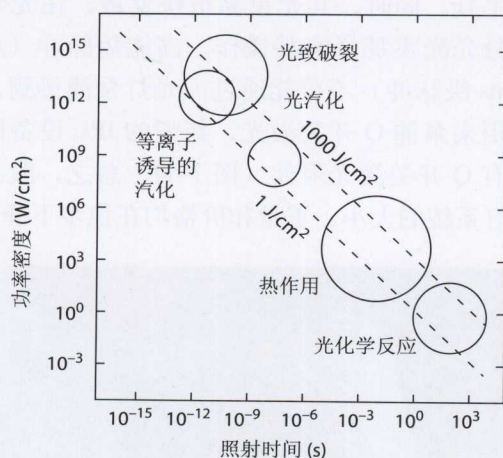


图 1-7 相关的的作用机制与功率密度范围的函数关系
(摘录和修改自: Boulnois JL *et al*, Lasers in Medical Science; 1986, 1: 47-6.)

在特殊的设备和特殊的临床应用环境中,要理解所有这些术语确实是一个挑战。新手面对一个激光器面板时通常会手足无措。一些面板选项的排列复杂得令人窒息(图 1-8)。许多医师偏爱选项更少和显示更简单的仪器,尤其是早期应用某种激光时。然而,就像老司机觉得自动波变速器很局限一样,有经验的激光外科医师通常希望能灵活地调整许多参数。一些制造厂为适应这两种使用者,提供了预设参数设置(“傻瓜式”),同时也允许经验丰富的医师根据其爱好选择参数配置。那些只能使用预设参数的人员不可能提供最佳的安全性和有效性。

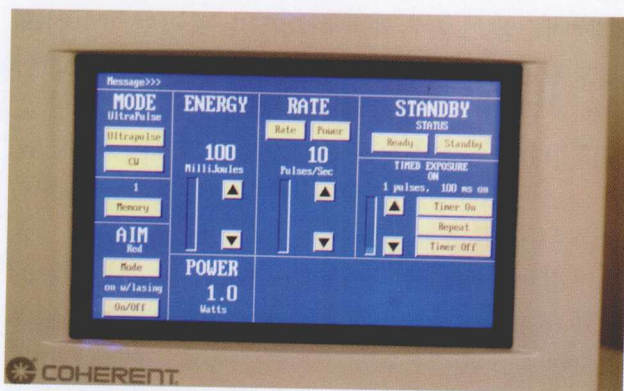


图 1-8 普通 CO₂ 激光仪器面板。对于有经验的操作者来说,面板非常直观

现代皮肤美容外科所用的绝大多数激光是脉冲式的,在仪器面板上给出了脉冲持续时间和能量密度。同样,光斑通常是显示可调的。还有多波长或可调谐波长激光。但是,一些激光如较普遍的 CO₂ 激光面板只提供了脉冲能量或连续波模式下的功率数。同样,我们的光动力系统(KTP 泵浦 630nm 染料激光)显示了功率。在此情况下,要根据照射面积和照射时间计算总的光剂量(能量密度)。

$$\text{能量密度} = \frac{(\text{功率} \times \text{时间})}{\text{面积}}$$

此时可在激光器的一边贴上剂量确定表,列出不同光斑和照射时间对应的不同的能量密度。

对于连续波模式的激光器,用户应知道光斑、照射时间和功率密度,以计算能量密度。在许多 CW 模式的临床应用中(如 CO₂ 激光治疗疣),能量密度对反映全部的组织效应帮助不大。应实时正确地观察组织汽化和凝固情况,当达到合适的治疗终点时及时停止治疗。另一方面, CW 激光在 PDT 的应用中,总的能量密度和功率密度对预测组织反应是非常重要的。

CW 模式的 CO₂ 激光采用典型的聚焦非准直手具。这样便于操作者通过将手具靠近或远离皮肤来控制光斑和组织效应(图 1-9)。对于熟练的激光外科医师,尤其是在烧灼小病变的应用中,这种经典的 CO₂ 激光配置提供了即时的灵活性和操控性,是那些有固定光斑和能量密度的新型激光器所没有的。

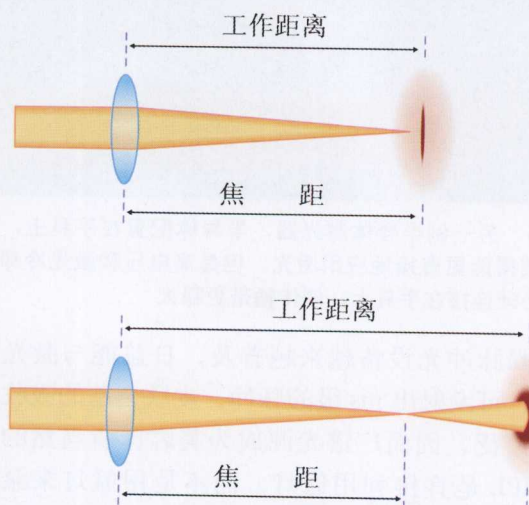


图 1-9 连续波 CO₂ 激光常用的聚焦手具
操作者通过将手具靠近和远离皮肤表面而改变光斑大小,从而使得功率密度不断变化

受过培训的激光业人员应对其激光设备非常了解。如,有些激光可自我识别正在使用的光斑大小(例如将手具插入校准孔,后者将光斑信号传给激光器),而其他激光可在面板上直接选择光斑大小,激光器会自动计算相应的能量密度。如我们有一种Q开关激光装有触发器,允许选择2、4或6mm大小的光斑。但是,手具不会将光斑大小传输回激光控制系统。用户“告诉”激光器所用光斑的大小,激光器根据用户的输入计算能量密度。在这种情况下,如果用户错误设置或随意改变了光斑大小(如意外地将触发器从4mm移到2mm光斑),激光器会认为光斑大小仍是4mm,那么实际上的表面能量密度是面板上显示的能量密度的4倍。而光斑由于改小,作用到皮肤后会有响亮的声音和点状出血,聪明的操作者应警觉此时可能出现差错(图1-10)。操作者应检查设备,确信在继续操作前所有的旋钮均在正常的位置上。同时还应注意如果组织反应看起来不正常,可能存在问题。在继续操作前应围绕激光器走一圈。绝大多数激光器可通过手具的末端进行校准。通过这个配置,可对从光源到光纤再到光学手具的整个系统进行检阅。这一步骤可将任何问题在患者治疗前就鉴定出来。如光纤受损,激光就不能校准,面板上就会出现有故障的信息。



图1-10 肩部文身治疗术后即刻结果

在该例中操作者不经意地将光斑触发器开关从4mm调至2mm,Q开关532nm的能量密度从3增加到 $12\text{J}/\text{cm}^2$ (增加4倍),导致治疗中的“叭叭”锐响和点状出血

检查系统的完整性有一些快速但不绝对可靠的方法。通过对准一张白纸检查瞄准光,如果检查到光束边缘锐利完整(通常瞄准光和治疗光通

过同一光路),则治疗光也同样应该是锐利的,光束特性可参照制造厂家的说明书。同样也可以采用低能量烧灼纸张以检查光束边缘到边缘的均一性。可用一个压舌板检查远红外激光(Er:YAG和 CO_2 激光),这对于检查Er:YAG和 CO_2 激光非常有用,因为此类激光器通常仅在内部完成校准。通过检查激光在压舌板木片上的作用图案,可以发现激光传输关节臂中某关节中损坏的反射镜,或发现导致激光不稳定或不安全的聚焦透镜。同样,对扫描器的判断也可通过将远红外激光作用到压舌板以确信激光在皮肤覆盖区上是均匀一致的(图1-11)。

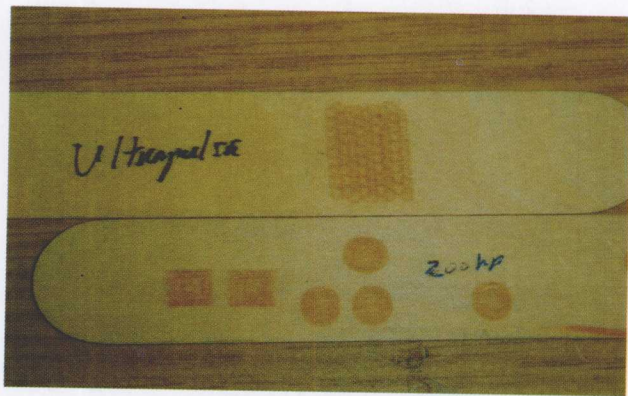


图1-11 两种 CO_2 激光的扫描模式

两种模式均显示均一的覆盖度,表明扫描器工作正常

(一) 光束特性(平顶分布与高斯分布)

激光光束横截面可有多种形状。高斯光束是最常见的形状,其形态呈铃形曲线,是绝大多数激光的基本模式(图1-12)。当光束通过关节臂(关节处有反射镜)传输时可看到这种形态的光束分布。对一些波长的激光,关节臂仍然是传输能量最有效的方式(CO_2 和铷激光)。关节臂的缺点就是移动受限,并和外科医师用手牵拉手具的力量相对抗。对于激光来说,高斯光束截面是次等的截面而常受诋毁。在许多应用中都值得批评。如采用典型的Q开头红宝石激光治疗雀斑,可发现在光斑的中心部位的表皮已完全消融,而周边部分仅有发白。另一方面,有时候铃形截面还是需要的,比如用小光斑远红外光束作为扫描光束时。光束的边缘能量低,扫描时可以部分重叠而不至于将过多的能量传输到重叠区(见图1-11)。

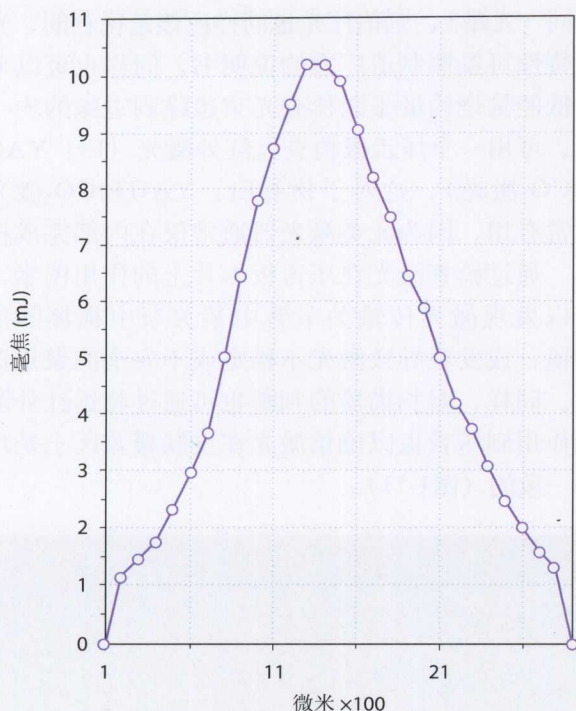


图 1-12 常见 CO₂ 激光高斯光束，由作者检测

多数应用中需要顶端平坦的模式，许多光纤传输系统就是如此，光束在光纤内部经过多重反射混合后，成为平顶光束。光纤传输对于可见光、近红外和中红外波段激光越来越普及。有些高峰值功率的 Q 开关激光由于超过了光纤损害的阈值，因而仍然需要采用关节臂进行传输。

(二) 脉冲特性（方波对尖波）

脉冲特性指的是激光脉冲的暂时形态（图 1-13）。许多激光治疗师认为像脉冲染料激光的一个 10ms 脉冲只包含了能量的一次爆发。实际上，许多脉冲激光尤其是脉冲染料激光的脉冲是由许多小脉冲组成的巨脉冲。取决于临床应用，脉冲的暂时形态可能会影响组织反应。如我们最近评价了 Nd:YAG 激光多种脉冲持续时间对腿部静脉的治疗作用。发现当采用 40ms 的巨脉冲时，其微脉冲可按 4 部分或 14 部分传输，而这两种传输方式的紫癜阈值并没有变化。但当应用绿-黄光时却发现治疗反应存在明显的不同。该波长范围内的紫癜阈值较低，使组织对该波段脉冲结构的微小变化反应灵敏。比如，根据我们自己和他人的经验，即使采用长脉冲 PDLs 形成的紫癜（包括血管内和治疗点周围蔓延部分）更像 PDL 治疗后的情形，而不像 KTP 激

光治疗后的情况。尽管两种激光都产生脉冲序列，但 PDL 通过窄的高尖波脉冲传输能量，而长脉宽 KTP 激光的暂时脉冲形态相对更平滑。尖峰脉冲波形比平滑脉冲波形更易引起即刻血栓和血管破裂。我们观察到即使将 PDL（125 μ s 微脉冲宽度）延长至 20ms 的巨脉冲宽度，能量足以引起血管收缩或持续性发蓝（判断有效减少血管的两个代表性的治疗终点），仍然存在发生即刻或延迟性紫癜的风险。另一方面，IPL 即使配置为脉冲序列，其微脉冲通常超过 2ms（巨脉冲宽度 20~30ms），IPL 通常不形成紫癜。表明在波长为 500~600nm 范围，微脉冲时间在 125~2 000 μ s 存在紫癜阈值上的极大的差异，而与总的巨脉冲时间长度无关。

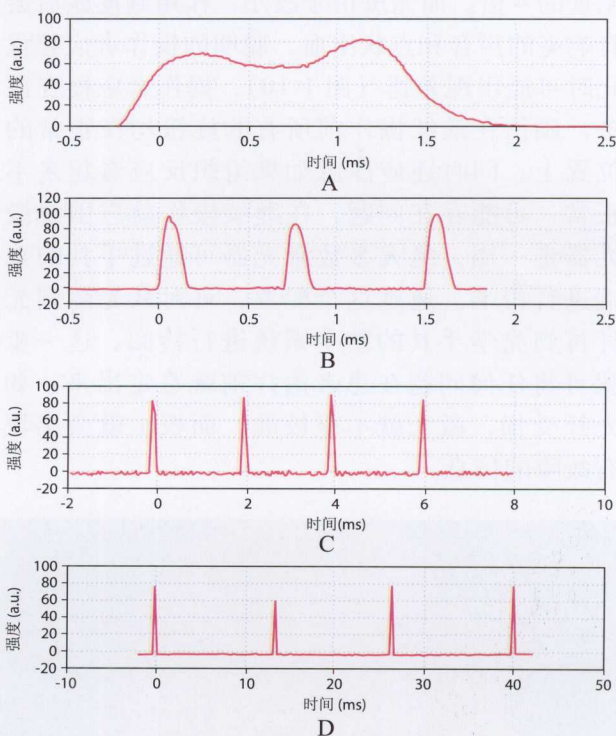


图 1-13 脉冲染料激光的多种脉冲形状

A. Scleropus 1.5 ms; B. V-Beam 1.5ms; C. V-Beam 6ms; D. V-Beam 40ms. a. u. = 任意单位

四、激光-组织反应的分子基础

许多开发出来用于美容的仪器多是根据光热或电热机制。就是说，将光能或电能转换为热能。激光与物质所有的相互作用均由两个基本的过程支配：吸收和散射。除了散射和吸收，光子还可在组织-空气界面发生全反射，或从组织中逸出（图 1-14）。对于所有的光生物学效应和激

光—组织的相互作用而言,吸收和激发是必需的。Plank定律描述了一个光子的能量与波长的函数关系,能量与频率成正比,与波长成反比。因此,一个532nm的光子(532nm为光波中两个横波之间的距离)是一个1 064nm光子能量的2倍。当光子被吸收时,光子的能量传输给一个被称作色基的原子或分子。光子被吸收后就不复存在,而色基被激发,可能产生光化学效应或通过转换为热量或再发射光(如荧光)而将能量消耗。发生吸收的可能性取决于合适电子轨道间特有的跃迁或分子的振荡模式。色基分子从而表现出特定波长内的特征性吸收光谱。

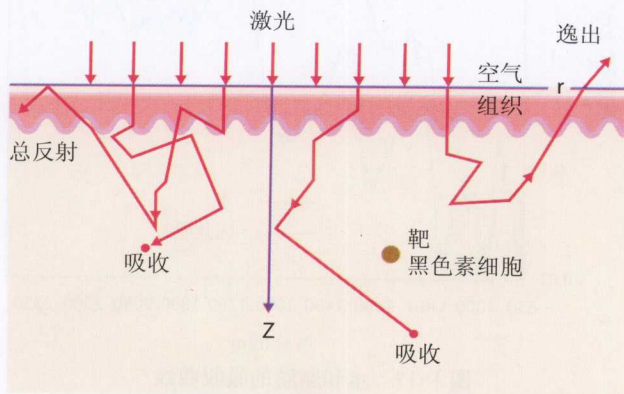


图 1-14 光在皮肤表面及表面下的传输过程

对于紫外和近红外波长,LTIs的分子基础是基于电子跃迁,而NIR波长或更长的波长是通过活性分子(除色素外均为碳氢化合物)的旋转和震动刺激来吸收的。反应过程可被分为两步,首先,分子受激成激发态;接着,通过一个叫无辐射衰变的过程,和邻近分子发生非弹性碰撞,导致分子的动能增加,从而使温度升高。温度的升高源自于将光子能量转换为分子的动能。在绝大多数生物系统,组织成分表现出广谱的吸收光谱,但仅有很少的明确的吸收峰。Leon Goldman多年前就注意到,激光与高频电流等非激光仪器所引起组织坏死的最大区别就在于对颜色反应的特异性。如和电针治疗不同,只有暗黑色色素区域才对可见光和近红外波段的激光辐射有强的吸收。因而,由于皮肤颜色的异质性(指黑色素在组织中的浓度),可以通过色基特异性的波长来选择性的加热。

200~290nm(UVC)的光可被所有的细胞组分吸收,生物结构(细胞和组织)对该段波长

的能量吸收非常强。290~320nm(UVB)的光仅被有限数量的生物分子吸收(芳香族氨基酸和核酸)。对320~400nm(UVA,近可见光)的光,无色的皮肤部分对其吸收较弱。400~1 000nm范围,仅极少数的生物分子吸收(主要是色素:胆红素,血色素和黑色素)。而正是在这个波长范围内,皮肤的异质性使得选择性加热和激光的多种魔术般的特性得以成为可能。对于>1 100nm的光,所有生物分子均有特异性的强振荡吸收光谱。主要的吸收分子为水,所有的生物学进程均由组织的吸收主导。

皮肤组织中主要色基的吸收光谱决定了激光与组织的相互作用。吸收系数(μ_a)是指组织内单位长度上一个特定波长的光子被吸收的概率,单位为1/距离,并用 μ_a 表示,单位为 cm^{-1} 。吸收系数取决于所存在色基的浓度,皮肤组织含有不同吸收光谱的色素和独特显微结构(图1-15)。

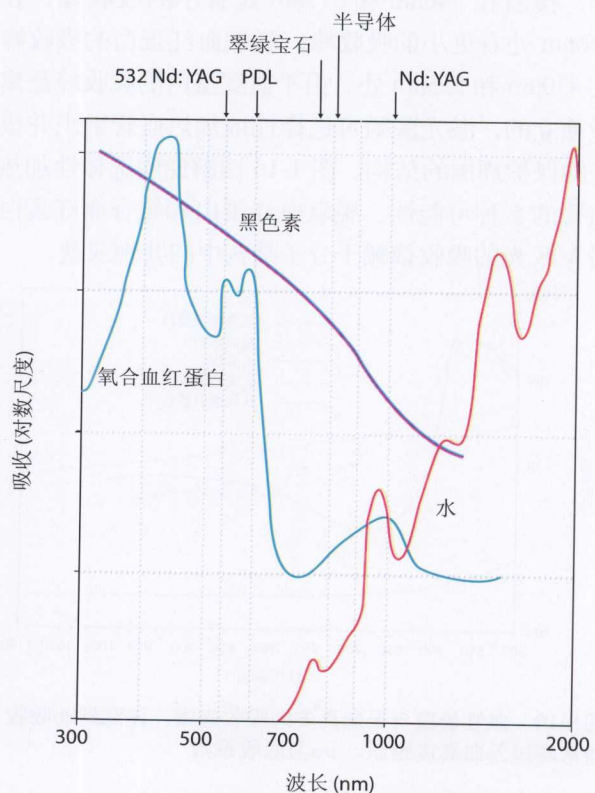


图 1-15 皮肤三种主要色基的吸收光谱

如果组织是“清澈”的,那么仅需要吸收来表现光在皮肤中的传输。但是由于光的散射,皮肤呈白色。散射与光在皮肤中的多种行为有关(光束的发散,光斑效应等)。主要的散射波长位于

400 ~ 1 200nm, 该波段内光子在两次散射之间的平均传输距离为 0.05 ~ 0.2mm。当某波长的频率与组织中颗粒的自由振荡的固有频率相等时, 就出现吸收 (吸收与共振相伴随), 当颗粒的固有频率与光子频率不相符时就出现散射。最终的振荡取决于受迫振荡。散射随波长的增加而减少。在多种生物组织中, 光子更多的是前向散射。

皮肤组织中有三种色素备受关注 (水、血红素和黑色素)。65%的真皮和下层表皮由水组成。在紫外波段水有部分吸收, 400~800nm水的吸收相当少 (跟我们现实生活中光可极容易地穿过一杯水的经验相符合)。800nm以上, 在980nm有小的吸收峰, 接着在1 480和1 060nm处有较大的吸收峰, 水的最大吸收峰为2 940nm (Er: YAG)。

(一) 血红蛋白

氧合血红蛋白 HbO_2 在 415nm 处有大的吸收峰, 接着在 540nm 和 577nm 处有小的吸收峰, 在 940nm 处有更小的吸收峰。脱氧血红蛋白的吸收峰在 430nm 和 555nm 处。由于血红蛋白的吸收峰是离散独立的, 激光医师可选择性地加热血管组织并极好的保护周围的结构。图 1-16 图解说明选择性加热血管的多种可能性。脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白对 VIS 光的吸收依赖于分子结构中的共轭双键。

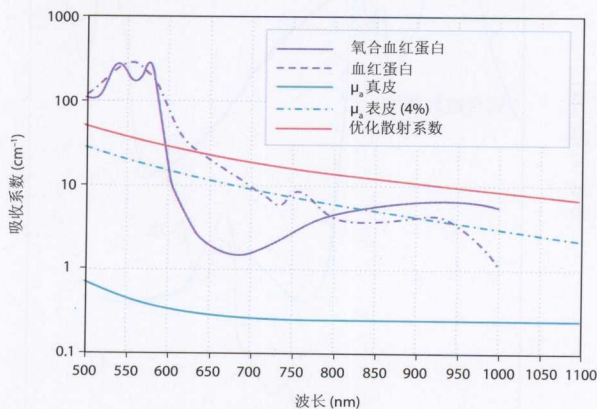


图1-16 血红蛋白与无血真皮的吸收光谱, 注意到Hb吸收通常超过无血真皮组织。 μ_a 为吸收系数

(二) 黑色素

绝大多数色素性疾病是由于表皮中存在大量的黑色素。800nm 以下的任何波长均可优先地加热表皮中的黑色素见图 1-15。短波长更易于引起非常高的表皮温度, 而长波长可绕过表皮黑色素

(如 1 064nm)。

(三) 脂肪

脂肪在 1 200 和 1 700nm 处有较强的吸收 (图 1-17)。尽管脂肪和水的吸收比率很小, 这种细小的差异亦有助于选择合适的参数 (或可能地组织间疗法)。

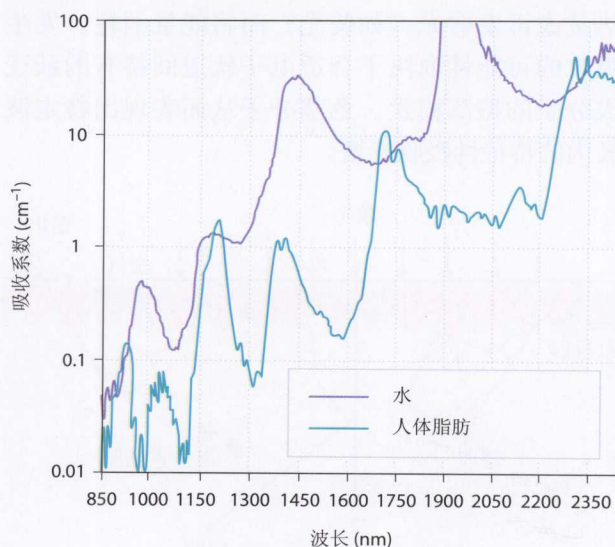


图 1-17 水和脂肪的吸收曲线

(四) 碳

碳本身不是一种色素, 而更像是皮肤长时间加热的产物。一旦在皮肤表面有碳形成, 皮肤就变得对绝大多数激光 “不透明” (就是说绝大部分能量在极表浅的地方被吸收)。一旦碳形成, 皮肤表面加热的动力学马上发生变化。这一特性可创造性地作为一个优点加以利用, 如用一层碳纸将一种穿透能力深的激光转变至仅能影响表浅组织的激光。如果脉冲足够短, 694nm 的激光在光学上可发挥像 CO_2 激光一样的作用。

(五) 胶原

胶原干燥品的吸收峰近 6 和 7 μm 。应用自由电子激光, 这些吸收峰可被用于选择性的分子打靶。此时, 胶原被直接加热, 而不是依赖于由于胶原与组织水的紧密结合而被热传导 (如 Er: YAG 和 CO_2 激光工作时的情况)。Ellis 等发现这种方法可比 CO_2 激光具有更有效的表面重建作用, 且所需照射剂量可能更小, 热损伤更少。

五、选择性光热作用

除了水以外,皮肤加热还依赖于相对低浓度色素的独立加热(如黑色素、血红蛋白)。Anderson于20多年前阐述了选择性光热作用这个概念。尽管早至1963年Leon Doldman博士就认为可以将颜色作为一种工具来选择性地破坏真皮中的靶组织,但选择性光热作用理论提供了一个巧妙地、数学上非常严格的理论,可用来开发不同组织选择性的激光。正如Anderson博士所述,极度地局部加热以达到选择性的光热解取决于:①波长能达到靶结构的深度并优先为之吸收;②曝光时间少于或等于靶结构冷却所需的时间;③足够的能量以破坏靶组织。皮肤的异质性允许在数以千计的微观靶物质中有极高选择性地损伤。与电针治疗必须对准血管或CO₂激光治疗疣的情况不同,激光外科医师可使用大的光束而不需对准靶组织。这种效应就像传说中的只寻找理想目标的魔术弹。与全部热损伤不同,选择性光热作用(有独立的靶结构如黑色素和Hb)允许局灶性的加热,而色素之间的大量皮肤不受损伤。这种局灶性加热的特性降低了灾难性的全皮肤热损伤的可能性。由于只有局部的温度升高,通常比那些以组织水为靶的仪器所引起的疼痛更少。

热弛豫时间

简单地说,热弛豫时间(τ)是指靶组织冷却到其峰值温度的一定百分比所需的时间。凭经验我们知道体积大的比体积小的需要更多的时间冷却。如一桶热水需要约1h冷却到室温,而极少量的水只需要数分钟。相对于激光而言,我们常认为靶组织可瞬时加热,因而热弛豫时间 τ 通常被认为是脉冲后冷却的时间。但是,如果脉冲长,靶组织可在脉冲期间就冷却,就像将水倒入漏桶一样。如果水代表热,会发现桶永远不会满,如同靶组织永远不会非常热。如果想在空间上局限性的加热,可选择与色素的热弛豫时间大致相一致的较短脉冲。对于同样的体积,球形冷却要比圆柱体快,后者又比板状结构快。在定义热弛豫时间时,应该考虑到直接靶组织和靶组织的范围。通常将其定义为

$$\delta^2/g\kappa \quad (\text{方程式1})$$

式中 δ 为在同质吸收层(如组织水对IR的吸收)中的光学穿透深度。对于独立的吸收,如黑色素小体,其热弛豫时间 τ 根据颗粒的大小来定义, δ 代表颗粒的直径, κ 为热扩散系数,为基于热传导性和介质的特异性受热的变量。“g”为基于靶组织几何形状(板状、圆柱或球形)的常数³¹。见表1-1显示皮肤中常见靶组织的热弛豫时间。

表1-1 一些靶组织的热弛豫时间

靶组织	热弛豫时间
红细胞	2 μ s
200 μ m毛囊	40ms
0.5 μ m黑色素小体	0.25 μ s
10 μ m痣细胞	0.1ms
0.1mm直径血管	10ms
0.4mm直径血管	80ms
0.8mm直径血管	300ms

激光辐射的光学穿透深度定义为能量密度衰减到其入射值的37%所达到的深度。常用术语“皮肤的热弛豫时间”只有在针对特定波长(或特定皮肤组织如表皮)时才有意义。比如,对于普遍存在的像组织水这样的吸收体, τ 应考虑 δ 的背景,而不是皮肤成分的尺寸。比如采用1540nm的激光,全部的表皮和大部分的真皮均被加热, τ 热弛豫时间为数秒,因为 δ 为数百微米。因此,即使根据尺寸,表皮的 τ 约为10ms,但因为1540nm激光可加热皮肤厚厚的一层,10ms的 τ 值多少有点不相关。此时,表皮需要数秒才能冷却,因为在表皮和真皮间没有明确的温度梯度。

另一方面,当以表皮中黑色素小体作为直接的色素来确定表皮的 τ 值时,可将整个表皮作为靶组织(厚度为80~100 μ m)或真皮表皮交界作为靶组织(10 μ m),或最后以黑色素小体本身作为靶(1 μ m直径)。每个皮肤单位有其各自的 τ 。Q开关激光可将极高的温度局限于黑色素小体。上层表皮则不同,用10ms的532nm脉冲治疗时,在脉冲期间,热能可从黑色素小体自由的扩散,导致更均匀的表皮加热。这种弥漫的温和的表皮加热可能是需要的,也可能是不需要的,取决于特