

激光与生物组织的相互作用原理及应用

**Laser-Tissue Interactions Fundamentals
and Applications**

Third, Enlarged Edition

〔德〕M.H. 尼姆兹 著
张镇西 等 译 蒋大宗 校

科学出版社

北 京

图字:01-2004-6067

内 容 简 介

本书系统地描述了激光与生物组织的相互作用原理及在相关领域的应用,详细论述了组织的光和热特性、组织蚀除的各种类型、光致破裂效应的基本概念以及使用的数学工具如 Monte Carlo 模拟、Kubelka-Munk 理论和光动力学疗法、激光诱导组织间质热疗法等。同时本书总结了激光在现代医学中应用于眼科、牙科、妇科、泌尿科、神经外科、心血管成形术及心脏病学、皮肤病学、矫形学、耳鼻喉及肺科领域中多种诊断和治疗方法,并在全书最后一章给出了激光安全的现代标准。

本书可供化学、物理、电子技术和生物医学等相关研究领域的学者、高年级本科生、研究生以及技术人员参考。

Translation from the english language edition: *Laser-Tissue Interactions* by Markolf H. Niemz.

Copyright © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2004. Springer is a part of Springer Science & Business Media. All Rights Reserved.

图书在版编目(CIP)数据

激光与生物组织的相互作用原理及应用/(德)尼姆兹(Niemz, M.H.)著;张镇西等译;蒋大宗校.—北京:科学出版社,2005

ISBN 7-03-014796-0

I. 激… II. ①尼…②张… III. 激光应用-医学 IV. R312

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2004)第 141696 号

责任编辑:王 静 彭克里 孙晓洁/责任校对:宋玲玲

责任印制:钱玉芬/封面设计:王 浩

科学出版社 出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2005 年 8 月第 一 版 开本:B5(720×1000)

2005 年 8 月第一次印刷 印张:19

印数:1—2 500 字数:355 000

定价:42.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换(环伟))

FOREWORD FOR CHINESE VERSION

Prof. Dr. Zhenxi Zhang and his students from Xi'an Jiaotong University have translated the original edition of this book from English into Chinese. I'm very glad to hear that the newest edition (the third edition) has been translated into Chinese by them. It will be published by Chinese Science Press, 2005. I give the hearty thanks to them again.

Dr. Zhang has an excellent background in the field of medical laser applications. He has studied laser physics, biomedical engineering and instrumentation. He earned the Ph.D. degree in Biomedical Engineering and Instrumentation from the Xi'an Jiaotong University in 1990. His basic research focuses on studies of tissue optics, tissue diagnostics, laser diffraction spectroscopy, and the development of lasers and application systems. And now he is a professor, doctoral advisor and the vice dean of School of Life Science and Technology, Xi'an Jiaotong University.

At present, Dr. Zhang's group is in charge of some projects supported by the National Nature Science Foundation of China: The experimental study of 5-aminolevulinic acid based photodynamic therapy in leukemia cell HL60, High-resolution optical mapping of quantitative cardiac electrophysiology, etc. And some projects supported by the Nature Science Foundation of Shaanxi Province: Study on blood cell counting and classification by stationary suspending laser light scattering method, Bone regeneration material which is used for bone injury and disfigurement, etc. They have published many high-quality papers on technical journals. Refer to the additional list of the translator's papers in this book.

In addition, I wish to thank Prof. Dazong Jiang for revising the Chinese translation again, and writing an excellent preface. As far as I know, the original Chinese version (1st edition) received welcome by Chinese readers after published in China, and has been regarded as graduate student's teaching material by some universities. The third edition adds a lot of exercises and their corresponding solutions. I believe it is more appropriate for students. I hope that you will get more useful information and you will always enjoy reading the book.

Prof. Dr. Markolf H. Niemz

2005-03-08

中文版序

5年前，西安交通大学的张镇西教授及其课题组将本书英文原版翻译成中文。我很高兴获悉他们此次将本书的英文第三版翻译成中文，并由科学出版社于2005年出版。我对他们再次表示衷心地感谢。

张教授在医学激光应用领域具有良好的背景。他从事过激光物理学、生物医学工程与仪器的研究，并于1990年在西安交通大学获得生物医学工程与仪器专业博士学位。他的研究集中于组织光学、组织诊断学、激光衍射光谱学及激光器与应用系统的发展等方向上。现已是西安交通大学生命科学与技术学院副院长、生物医学工程及生物物理学教授、博士生导师。

目前，他的课题组承担了多项国家自然科学基金的研究项目，如“基于ALA脂类衍生物的光动力疗法对白血病细胞的影响”和“心脏电活动高分辨光学标测技术的研究”等。同时承担了省部级的研究项目“静止悬浮激光衍射法自动血细胞计数及分类仪器的研究”和“用于骨损伤和缺陷的骨再生材料”等。并在专业杂志上发表了多篇质量很高的论文，请参见本书的译者推荐的参考读物。

另外，我还非常感谢蒋大宗教授能够再次对中文翻译进行校阅，并撰写了优秀的序言。据我所知，中文版（第一版）在中国出版以后，很受中国读者的欢迎，许多中国的大学已经将其作为研究生教材。此次第三版增加了许多习题及答案，我相信它更适合作为学生的教材。我希望这本译著能够为你们提供更多有用的信息并希望你们喜欢这本书。

Markolf H. Niemz

2005年3月8日

蒋大宗序

近几年来，激光医学在我国已有广泛的应用，在诊断和治疗方面都有长足的发展。许多医院引进了不同品种的激光设备，并大量开展了各种激光手术，但尚存在着不少的问题，仍不可忽视。首先是国内的激光工程界和生产厂家，对激光引起的生物效应认识不足和研究不够；另一方面应用激光器的医务工作者，对激光的物理性能也并未深入了解，停留在按照文献上的介绍或按产品说明建议的规程来操作设备，进行治疗。这样的情况导致了不少误用激光的事故，也使得我国的激光医学跟随在国外进展后面，亦步亦趋地前进，甚至现在还在重复着过去的错误认识。

生物医学工程是一门跨学科的专业，它的工作者既要有物理学和工程学的基础知识，还要对生物学有一定认识，方能把新的技术如激光，成功地应用于医学中。近年已有不少生物医学工程工作者致力于激光的医学应用。他们普遍遇到的困难是不易找到既讨论了激光的物理性能又研究了它对生物组织效应的文献。这两方面的研究成果分别发表在物理工程刊物和生物、医学刊物上。许多生物医学工程工作者很难收集到这两方面足够的文献来指导他们的研究和设备的开发工作。

正如我在该书第一版的中译本序言中提到的那样，我非常喜欢《激光与生物组织的相互作用原理及应用》一书。本书作者 Markolf H. Niemz 教授长期从事激光医学领域的研究，取得了很高的成就。他作出很大的努力并撰写了这本激光医学专题著作。该书不仅概述了激光与生物组织相互作用的原理及激光在医学领域的应用状况，也提供了相应的基础理论，甚至包括了安全方面应该注意的若干问题。

该书是我从事生物医学工程近 20 年来，所见过的把工程和医学结合得最好的专著。在校阅的过程中，得以通过张教授和原作者探讨了一些问题，我个人也受益匪浅。

我愿再次向中国生物医学工程界推荐本书，希望原作者和译者的努力能对读者有所帮助，并希望以此推动生物医学工程界跨学科相互渗透的进展。

此书亦可作为从事激光医学的医务工作者的重要参考书。大略翻阅此书可以了解激光能造成的后果以及它能做什么？有哪些危害和怎样选择合适品种的激光

器？这样有利于在医务实践中少发生错误。

总之，本书得以出版是一件值得生物医学工程界庆贺的事。

蒋大宗

西安交通大学

2005 年 3 月 8 日

译者序

本书原著是译者从事组织光学二十多年来所见的最好的一本专著。虽然世界上发表了许多与生命科学中的光学现象有关的科学论文，其中不乏激光与组织相互作用的论述，但像这样完整、系统的著作还从未有过。该书受到 *Laser und Optoelektronik* (29: 4, 1997)、*Lasers in Surgery and Medicine* (22: 73, 1998) 杂志的高度评价，此书的多次再版也是该书颇受欢迎的一个佐证。

Markolf H. Niemz 博士长期从事激光与生物组织相互作用的研究，曾于 1995 年获得德国 Heidelberg 科学院的 Karl-Freudenberg 奖。多年的理论与实践，使他具备了完成该书撰写的基础。该书既描述了激光与生物组织相互作用的基本途径，也提供了应用已知的知识对包括激光安全在内的临床激光应用的回顾。全书不仅概述了激光与生物组织相互作用的原理及激光在医学领域的应用状况，也提供了相应的基础理论，并在相关题材范围内作了概要的介绍，且对激光与生物组织的相互作用基础进行了系统讨论。全书知识内容不仅属于物理学和医学范畴，还涉及生物化学、生物学、电子学等领域，体现了交叉学科的研究特点。

自然界最奇特而变化多端的生命现象从起源、演化乃至今天人类有行为能力与潜质，都与“光”这个神秘的物质密不可分。光与生命早已结下不解之缘，随着激光与最新的光子技术的介入，生物医学光学进入了一个迅速发展的新阶段。与之相关的高新技术冲击着人类健康领域，正在改变着药物疗法和常规手术的实施手段，更为医疗诊断提供了新方法。在某些领域，如眼科，光学和激光技术已成熟地应用于临床实践。生命科学已成为 21 世纪的主导科学。作为生命科学的核心学科，生物医学光学也必然迎来新的发展。

本书的完稿得到了许多单位和朋友的支持与帮助。德国科学技术交流中心长期为我们提供书籍资料和其他相关信息。原书作者也为新的中文版写了序言。由于“为中国创建生物医学工程专业所作出的杰出贡献”而被授予美国 IEEE 会员最高荣誉称号“会士”、曾任国际生物医学工程联合会两届常务理事及中国生物医学工程学会前副理事长及代理理事长、国家医疗器具保健中心工程技术委员会主任委员、“西安交通大学杰出教授”蒋大宗先生在百忙中审校了译稿，确定了一些关键并易有歧义的英语术语的汉语译名，并为本书作序。福建师范大学物理与光电信息科技学院的院长、西安交通大学兼职教授谢树森教授多次提出指导意见，在此向他们表示衷心的感谢。同时感谢国家自然科学基金委员会信息科学部多年来对我们课题组的支持，以及傅便翔老师、何杰处长的帮助。另外，还要特

别感谢今通·安泰堂企业集团、中国保健科技学会健康产业促进会副会长曹新泰总裁的支持和资助，使得本书能顺利出版。

课题组的部分人员参加了本书的翻译工作，他们是姚翠萍、屈晓超、金妍姝、仝泽峰、冷玉珊以及梅建生等。

借此还要感谢生物医学光子学教育部网上合作研究中心西安交通大学分部的全体成员，他们的辛勤努力使得本课题组的研究方向不断扩展，研究水平也大幅度地提高。

此书是我从事翻译的第四本著作^{①②③}，希望本书的出版会对我国激光医学领域的发展有所帮助。由于能力所限，翻译中的不妥之处，恳请读者批评指正。

张镇西

西安交通大学

生命科学与技术学院

2005年5月25日

① Markolf H. Niemz 著，张镇西等译 蒋大宗审校，《激光与生物组织的相互作用——原理及应用》
西安：西安交通大学出版社，1999年4月

② Florian Korff 著，张镇西译，《医学工作者的因特网》，西安：西安交通大学出版社，2000年6月

③ 堀江一之，牛木秀治，（加）F.M. 威尼克著，张镇西等译 蒋大宗校，《分子光子学——原理及应用》，北京：科学出版社，2004年4月

原书第一版序

Markolf Niemz 博士克服了巨大的困难，撰写了激光在医学上所有实际应用状况的专题著作。在这部专著里，激光与生物组织相互作用的机制作为指南贯穿始终。作者的专业背景是物理、生物工程和生物医学光学。1995 年，因为他对激光与组织相互作用的基础研究，他获得德国海德堡（Heidelberg）科学院的 Karl-Freudenberg 奖。上述的经历极其适合写这本书。此书为激光与生物组织相互作用的基础研究提供了一个跨学科的方法，也对包括激光安全在内的激光临床应用做了回顾。

由于他对超短激光脉冲应用有一定的研究，因此能在光蚀除、等离子诱导蚀除和光致破裂方面进行深入的讨论。几个相关的效应也是由他首次提出的。而且，在这本书中广泛地论述了光动力学疗法、光热应用和激光诱导间质热疗法。因此，读者可全面了解这一学科的现状。

这本书的主要对象是这一领域的科学家和工程师，但医学工作者也能从中找到许多感兴趣的知识点。不用怀疑这本书将满足我们在激光医学领域工作中的需求，我希望它能够被大家接受。

医学中心研究院

激光中心主任

Martin J. C. van Gemert

1996 年于 Amsterdam

原书第三版前言

你喜欢拼字游戏吗？就让我们来试一试：

		T				I				
		I		A	C	T	I	O	N	S
L	A	S	E	R		I			T	
		S				S			E	
		U			L	A	S	E	R	
		E					U			
							E			

或者

我喜欢摆弄单词和字母。大家可能知道激光（laser）是一个合成词，它从“受激辐射光放大”（light amplification by stimulated emission of radiation）衍生而来。在开始介绍“激光与生物组织的相互作用”之前，我在这里先介绍一下它的来历，我将光称为“激光辐照发育且健康的组织”（lasers irradiate germinated and healthy tissues, LIGHT）。

为什么只有选择相应的参数，激光才能切除任何东西呢？健康组织是不受保护的，就像我们穿的衣服一样，没有哪一种激光能够适合所有尺寸的切除，因此激光绝对不是一种万能的工具。对激光参数的错误选择不仅不能起到治疗的目的，还很容易导致伤害。

欢迎大家阅读本书——《激光与生物组织的相互作用原理及应用》（第三版）。它的主要改进之处有，在第2~5章一共增加了40道阅读理解题及答案。有了这些习题，大家可以快速地测试自己所学到的知识，或者为相关的考试做准备。

与第二版相比，书中的一些文字及图片做了细微改动。对本书参考文献的更新，也为老师和同学们提供了更多的信息。

让世界充满光明，激光，或者：

“光：爱是上帝对我们的信赖”（LIGHT: love is God's hint to trust）...

Markolf H. Niemz
2003 年 9 月于海德堡

原书第二版前言

本书的第一版是于六年前出版的。在这期间，激光医学的研究和应用有了飞速的发展。对以微创外科为基础的新技术的要求也越来越高，并且没有止境。所以，当第一版脱销时，出版社要我准备第二版，并补充所有新的发展。

书中有细微的改变和修正，大部分集中在第 4 章。理论部分集中在第 2 章、第 3 章，除了在 3.2 节的激光诱导间质热疗法（LITT）中，增加了多光纤治疗技术的讨论外，第 2 章、第 3 章的其他部分已经很完善，不需要过多的修改。第 4 章主要是应用部分——依赖于当前的技术形态。本书的第二版囊括了第一版中已述的所有应用，并增加了角膜屈光手术和龋齿的治疗。

在 4.1 节中，激光角膜原位磨镶术（laser in situ keratomileusis, LASIK）的引入使得角膜屈光手术的成功率显著提高。正如在 4.2 节中讨论的那样，脉宽在飞秒范围内的超短激光脉冲的应用使得龋齿切除的质量有了提高。另外，3.2 节和 4.10 节分别加入了一些描述性的图形，参考文献中加入了最新文献资料的出处。

希望你喜欢第二版……

Markolf H. Niemi

2002 年 1 月于海德堡

原书第一版前言

本书是应读者希望了解新近建立的激光与组织相互作用领域的需要而编写的。至今，可用于此目的的资料仅限于解决特定问题的出版物及由多位作者投稿的会议文集，读者很难从这些多作者的文献中获得对这个领域的详细了解。由一位作者所编写的书或许可以适用于这个目的，尽管该书不能为读者提供每一应用领域的所有细节。

本书的基本范围是我于 1992~1995 年在 Heidelberg 大学所做的几次有关生物光学的报告中拟出的。我尽可能把近 30 年中在激光与组织相互作用领域中所发表的显著研究收集在本书内。这包括对实验和技术的说明及其结果和理论背景。本书中的一些部分，尤其是对超短脉冲的详细讨论是受本人兴趣的影响。

激光医学应用的发展非常迅速，因此，这里不可能对所有出版物进行全面的概括。本书主要为初学者提供一个入门指南，也为内行提供了一个快速查阅的工具。若要探讨最新的技术和结果，读者查阅的应是最新的学术杂志而不是教科书。例如：《外科及内科中的激光》（*Lasers in Surgery and Medicine*），《医学激光》（*Lasers in Medicine Science*），《生物医学光学》（*Biomedical Optics*）和《SPIE 生物医学科学》（*SPIE Proceedings on Biomedical Science*）。除此之外，一些相关的文章有时发表在其他专刊上，如《应用物理学 B》（*Applied Physics B*）和《IEEE 量子电子学》（*IEEE Journal of Quantum Electronics*）等。

在这里我要感谢各位作者和出版社允许我在书中采用他们的图片。其中一些图片被重新绘制以提高可读性及获得统一的形式。我特别要感谢 1995 年 9 月在 Slovenia 的 Kranjska Gora 进行的德国国家研究基金会（Studienstiftung des Deutschen Volkes）生物医学光学研讨会的与会者。另外，我还要感谢 J. Bille 教授及他的学生们对手稿所提出的宝贵建议，感谢 T. Pioch 博士所提供的电子扫描显微镜照片，感谢编辑部和 Springer-Verlag 出版社全体工作人员在本书出版过程中所付出的努力和合作。最后，我还要感谢抽出宝贵时间来阅读手稿的朋友们。

尽管我尽了最大的努力，书中难免还会有些错误，希望读者向我提出宝贵的意见以便今后改进。

Markolf H. Niemz

1996 年 2 月于海德堡

目 录

FOREWORD FOR CHINESE VERSION

中文版序

蒋大宗序

译者序

原书第一版序

原书第三版前言

原书第二版前言

原书第一版前言

1 绪论	1
1.1 历史回顾.....	1
1.2 本书的主要目的.....	5
1.3 展望.....	7
2 光和物质	8
2.1 反射和折射.....	9
2.2 吸收.....	13
2.3 散射.....	17
2.4 混浊介质.....	22
2.5 光子传输理论.....	24
2.6 生物组织光学特性的测量.....	32
2.7 第二章习题.....	38
3 相互作用的机理	40
3.1 光化作用.....	42
3.1.1 光动力学疗法 (PDT)	44
3.1.2 生物刺激	51
3.1.3 光化作用的小结.....	52
3.2 热相互作用.....	53
3.2.1 热产生	60
3.2.2 热传输	61
3.2.3 热效应	68
3.2.4 激光诱导间质热疗法	72

3.2.5 热相互作用的小结	78
3.3 光蚀除作用	79
3.3.1 光蚀除的模型	85
3.3.2 紫外光辐射的细胞毒性	89
3.3.3 光蚀除的小结	91
3.4 等离子体诱导蚀除	92
3.4.1 等离子体诱导蚀除的模型	96
3.4.2 等离子体参数的分析	108
3.4.3 等离子体诱导蚀除的小结	112
3.5 光致破裂	112
3.5.1 等离子体的形成	117
3.5.2 冲击波的产生	120
3.5.3 空化	127
3.5.4 射流的形成	131
3.5.5 光致破裂的小结	132
3.6 第三章习题	133
4 激光的医学应用	134
4.1 激光在眼科中的应用	135
4.2 激光在牙科中的应用	160
4.3 激光在妇科中的应用	176
4.4 激光在泌尿科中的应用	182
4.5 激光在神经外科中的应用	187
4.6 激光在血管成形术及心脏病学中的应用	193
4.7 激光在皮肤病学中的应用	198
4.8 激光在矫形学中的应用	202
4.9 激光在胃肠病学中的应用	206
4.10 激光在耳鼻喉科及肺科中的应用	209
4.11 第四章习题	214
5 激光安全	216
5.1 简介	216
5.2 激光的危害性	216
5.3 对眼睛的危害	217
5.4 对皮肤的危害	219
5.5 高功率激光器的相关危害	219
5.6 激光的安全标准和危害分类	219

5.7	激光辐射的观察	224
5.8	眼睛的保护	224
5.9	激光的计算与测量	227
5.10	第五章习题.....	228
A	附录	230
A.1	医用钕激光器系统	230
A.2	物理常数和参量	234
B	答案	237
	参考文献.....	239
	英汉词汇索引.....	263
	译者推荐的参考读物.....	280

1 绪 论

1.1 历史回顾

自从 Maiman (1960) 第一次报道激光辐射以来, 我们已经对激光的许多潜在应用领域进行了研究。其中激光医学外科是 20 世纪最重要的进步。如今, 各种各样的激光器已成为现代医学中不可替代的工具。临床应用最初仅局限于眼科, 现在却是最引人注目的应用。而且在激光医学外科中, 眼科技术已日趋成熟。目前激光手术普遍采用氩离子激光器光凝视网膜剥离。现在激光医学治疗的领域已经相当广泛。由于存在各种各样的激光系统和其多样化的物理参数, 尤其是几个研究组的积极工作, 最终使研究几乎涉及外科医学的每一个分支。尽管在某些情况下已造成了很多伤害 (特别是在生物刺激领域), 研究者们为了新的发明和取得成功而迷失了方向, 工业上所推崇的激光系统后来又被证明完全无效, 但这不应被理解为批评。总的来说许多有用的激光技术已经得到发展, 并且在各科科学家的帮助下建立了它的临床应用。这些治疗方法已被其他研究者再次证实, 并且可用各种被广泛接受的科学杂志中的文章来证明。早期激光应用的最初目的在于治疗, 近来又增加了几项有意义的诊断技术。本书将只介绍其中几种, 例如用荧光染料诊断肿瘤, 用激光诱导等离子体放电的光谱分析诊断龋齿等。但作者的主要目的不是讨论这些诊断应用, 感兴趣的读者可另外查阅详细的资料。

从历史发展的角度来观察, 激光器最早应用于眼科。这是因为眼睛和它的内部结构因其高度透光性而属于最容易接近的器官。仅仅是在前几年 Meyer-Schwickerath (1956) 才成功地研究了用氩闪光灯对视网膜组织进行光凝。1961 年, 激光器发明后仅一年, Zaret 等 (1961) 就公布了第一个试验研究。之后不久, 如 Campbell 等 (1963) 和 Zweng 等 (1964) 所报道的那样, 现在已经可以治疗视网膜剥离患者。与此同时, Goldman 等 (1964) 和 Stern 及 Sognnaes (1964) 首次在牙科领域进行了研究。在开始阶段, 激光的治疗局限于用红宝石激光器。以后, 就有了其他类型的激光器。因而相应的临床研究扩展到整个眼科和牙科的领域。

从 20 世纪 60 年代后期开始, 激光器也被引入其他医学学科。现在, 许多种类的激光方法被应用于世界各地。其中大多数属于**微创手术** (minimally invasive surgery, MIS), 这是近十年来用以描述非接触和流血量较少的外科手段的新术语。这两个特性促进了激光成为通用的外科手术刀及辅助治疗手段。如图 1.1 所

刻画的那样，许多患者及一些外科医生都信任激光器，将其视为一种神奇的仪器。这种态度造成一些错误说法和不切实际的期望。每一个激光诱导治疗的报道并不能都通过其他独立的研究而确认，因此我们应该谨慎地判断新进展是否正确。正如在这本书里所介绍的那样，激光诱导效应*是多方面的，大多数可以从科学上进行解释。同样的效应对于一个治疗可能是好的，但是对于另外一个却可能是灾难性的。例如，用激光辐射方法加热肿瘤组织可能会导致我们期望的肿瘤坏死；另一方面，使用相同的激光参数对视网膜光凝而言则可以灼伤视网膜，导致不可逆性的致盲。特别是在温度高于 60℃ 时热效应趋向于不可逆，如 3.2 节所述。



图 1.1 卡通

激光系统能够分为连续波（continuous wave, CW）激光器和脉冲激光器（pulsed laser）。而大多数气体激光器和有些固体激光器属于第一类；脉冲激光器主要包括固体激光器，准分子激光器和某些染料激光器。表 1.1 中列出了医学激光器的类型和它们的两个特征参数，波长（wave-length）及脉宽（pulse duration）。该表是按照脉宽排列的，正如我们在第 3 章中所说的那样，曝光时间标志着与生物组织相互作用的类型。波长是第二重要的激光参数。它决定激光辐射穿透组织的深度，即吸收和散射的效率。第三个参数，使用的能量密度（energy density），通常也很重要。然而，它的值仅作为产生一个特定效应的必要条件，

* 激光诱导效应在生物学中另一新应用是光镊（optical tweezer），即一个由光学梯度力形成的光学阱，如同一把无形的镊子可以捕获微小的生命。它继激光刀（激光微束）之后在生命科学中得到重要应用的又一新的物理手段。原书未涉及该内容，有兴趣的读者可参阅：李银妹编译，生命科学新技术——光镊原理、技术和应用，合肥：中国科学技术大学出版社，1996；译者推荐的参考读物 45。——译者

其次是决定其程度。第 3 章中将说明实际上所有与医学相关的效应都是在能量密度为 $1\text{J}/\text{cm}^2$ 到 $1000\text{J}/\text{cm}^2$ 之间获得的。这与脉宽的 15 个数量级相比是相当窄的。第四个参数，使用的强度（intensity），以能量密度与脉宽之比的形式给出。对于所有这些参数依赖关系的详细论述，读者可以查阅第 3 章。如在第 4 章中所描述的，表 1.1 所列出的每种激光器都用于特定的临床应用。

表 1.1 医用激光系统

激光器类型	波长	典型脉宽
氩离子激光器	488/514 nm	连续
氦离子激光器	531/568/647 nm	连续
氦氖激光器	633 nm	连续
二氧化碳激光器	10.6 μm	连续或脉冲
染料激光器	450~900 nm	连续或脉冲
二极管激光器	670~900 nm	连续或脉冲
红宝石激光器	694 nm	1~250 μs
Nd: YLF 激光器	1053 nm	100 ns~250 μs
Nd: YAG 激光器	1064 nm	100 ns~250 μs
Ho: YAG 激光器	2120 nm	100 ns~250 μs
Er: YSGG 激光器	2780 nm	100 ns~250 μs
Er: YAG 激光器	2940 nm	100 ns~250 μs
变石（Alexandrite）激光器	720~800 nm	50 ns~100 μs
XeCl 激光器	308 nm	20~300 ns
XeF 激光器	351 nm	10~20 ns
KrF 激光器	248 nm	10~20 ns
ArF 激光器	193 nm	10~20 ns
Nd: YLF 激光器	1053 nm	30~100 ps
Nd: YAG 激光器	1064 nm	30~100 ps
自由电子激光器	800~6000 nm	2~10 ps
钛宝石（Ti: Sapphire）激光器	700~1000 nm	10 fs~100 ps

新开发出的二极管激光器和自由电子激光器在医学研究中的发展已变得越来越重要了。二极管激光器可以发射连续波或者脉冲辐射，并且尺寸非常小。自由电子激光器可提供很短的激光脉冲但是要用电子加速器驱动庞大的机器，而且只能应用在特定场所。

激光外科的进步主要归因于脉冲激光系统的迅速发展。如上所述，脉宽将最终决定作用在生物组织上的效应。特别是**热（thermal）**和**非热效应（nonthermal effect）**的区别。一个大致的近似原则是“ $1\mu\text{s}$ 法则”，该法则指出大于 $1\mu\text{s}$ 的脉宽常常伴随着可测量的热效应；而脉宽小于 $1\mu\text{s}$ 时，如果重复率选择合适，热效应通常变得可以忽略（要想知道更进一步的细节，详见 3.2 节）。无需增加额外的装置，多数激光器便可发射连续辐射或脉宽大于 $1\mu\text{s}$ 的脉冲。因此，研究局限于对潜在的热效应的研究上。仅当产生较短的激光脉冲时，才可能成为其他方式的相互作用。其中非常有效的是**蚀除（ablation）*** 机理，例如光蚀除、等离子体诱导蚀除和发生在纳秒或皮秒级的**光致破裂（photodisruption）****。现在即使是飞秒范围的超短脉冲也可以实现。但如将阐述的那样，当将有关等离子体诱导蚀除的机理与光致破裂机理进行比较时，它们的临床优势相当值得怀疑。它们两个从物理现象上来说称为光学击穿。正如 3.4 节所做的理论分析那样，当从皮秒脉冲到飞秒脉冲的过程中，光学击穿的阈值参数并不进一步降低。但总的来说，随着激光系统提供较短脉冲能力的提高，新的有意义的应用也会随之诞生。

图 1.2 说明了脉冲激光系统的发展进程。在**固体激光器（solid-state laser）**的发展中有两个里程碑，一是锁模技术发现，另一个是极大带宽的新型激光工作介质的发现，这将在下文中详细讨论。两者在图 1.2 相应的曲线中表现为两次跳跃。另一类能够提供超短脉冲的激光器类型为**染料激光器（dye laser）**。它是在固体激光器后发明的。它们的发展是平稳的而不是跳跃性的。一些诸如碰撞脉冲锁模等新技术的发展也可以产生与固体激光器相比很短的脉宽。然而染料激光器的医学应用仍相当局限，因为它用起来不方便而且维护复杂。与长寿命的固体晶体相比，染料需要再循环，且这通常不能通过按钮操作进行定期更换。

最早的激光器是用氙闪光灯泵浦的**红宝石激光器**。这种激光器的特点是输出中含有几个尖峰。它们总共的持续时间由闪光本身确定，闪光与激光跃迁的高能态寿命相对应，对于红宝石而言约为 1ms 。**Q 开关**的发明使人们能够获得短达 50ns 的激光脉冲。机械装置（旋转孔或激光反射镜）或光学装置〔电光的或声光的普克尔（Pockels）晶体〕均可以用来作为 Q 开关。在这两种情况下谐振腔中的损耗将会人为地保持很高，一直到能量达到一个极大的反转。当消除了人为

* ablation 一词具有分离、切开、摘除、脱离、磨削、争夺等含义。在近来的医学文献中有译作“消融”，“烧蚀”等词。它是指用一些物理因素如高频电或激光等能量去破坏生物组织。上述多与热效应相联系。而 ablation 一词并非一定要有热效应。考虑到书中的内容和统一用词，翻译时使用了“蚀除”一词。例如光蚀除（photoablation）、等离子体诱导蚀除（plasma-induced ablation）、等离子体间接蚀除（plasma-mediated ablation）等。——译者

** 光学破裂（photodisruption）是指由激光引起分子快速电离所致的组织破裂。其名词可参阅陈维益主编，英汉医学词典（第二版），上海：上海科学技术出版社，1997。——译者

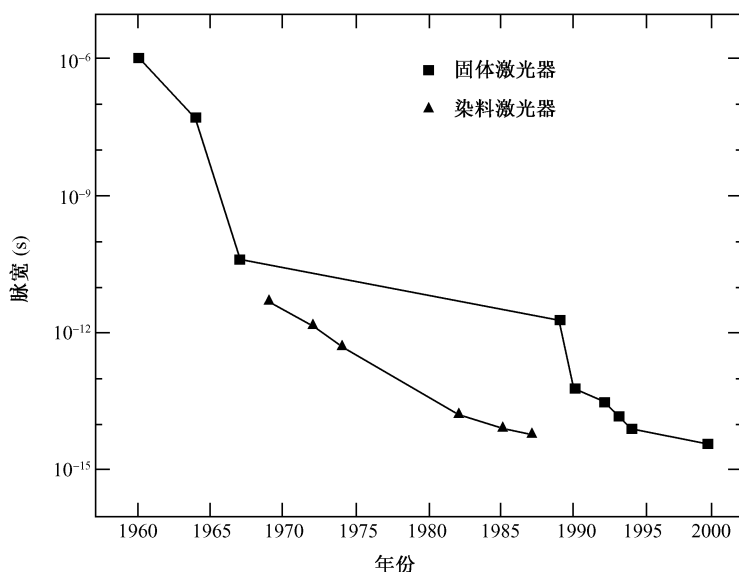


图 1.2 固体激光器和染料激光器达到的最短脉宽

的损耗，所有储存在激光工作介质中的能量通过受激辐射而在瞬间转换。当在激光器腔内启动锁模时可得短更短的脉冲。在锁模期间，用快速调制晶体（主动锁模）或选择性的饱和滤光器（被动锁模）可引起电磁场的调制。通过这种方式使所有轴向振荡的激光模式的相位一致，产生皮秒脉冲。典型的代表是 Nd: YAG 激光器，其光学带宽的数量级是 1nm。这个带宽使人们能够获得的最短脉宽限制在几个皮秒。因此，飞秒激光器的实现主要依赖于发明更大光学带宽的激光工作介质。根据 Zhou 等 (1994) 在钛宝石 (Ti: Sapphire) 及 Cr: LiSAF 晶体中的发现，现在已可以得到短至 8.5fs 的激光脉冲。这个持续时间仅与几个波长的空间脉冲的规模相当。在 Siegman (1986) 的一本著作中详细说明了有关脉冲产生的最重要的技术。

1.2 本书的主要目的

本书的主要目的是提供一个多学科方法来研究激光与生物组织* 相互作用的基本原理。因此它主要面向在这个领域中各科的科学家、工程师、医学博士及研究生。本书的重点在以下方面：

* 原文中的组织 (tissue) 一词在本书中翻译成生物组织。——译者

- 详细说明激光与生物组织可能的相互作用机理的物理学背景知识；
- 对激光的临床应用进行了最新的评论；
- 其中一个章节对激光安全的最新标准进行了详细论述。

第2章介绍了一些为理解第3章将讨论的相互作用机理而应首先具备的知识。对基本的光与物质作用现象如**反射** (reflection)、**吸收** (absorption) 及**散射** (scattering) 都从其基本的物理学原理进行了解释。每节均对必要的数学处理方法作了详细的说明。对此熟悉的读者可跳过这些章节直接阅读2.5节。在这节中, 在讨论**光子传输理论** (photon transport theory) 时将导出一些重要的工具, 它们对现代的理论研究非常有用。为了解出能量传输的控制方程, 常应用 Kubelka-Munk 理论, 漫射近似法及 Monte Carlo 模拟法。所有这些将在2.5节中进行全面的论述, 并对它们的优缺点进行比较。感兴趣的读者可查阅 Kubelka (1948), Metropolis 和 Ulam (1949) 的原著及 Ishimaru (1978) 所推导的深奥原理。

本书最主要的部分是第3章。第2章主要集中讨论物质对光的作用, 而第3章我们将讨论相反的效应, 即激光是如何作用于物质的。第3章以一些概括性的讨论和定义开始, 大体的分类方案是以作为主要物理参数的曝光持续时间来区分的。这一章列出了5种不同类型的相互作用机理:**光化作用** (photochemical interaction)、**热相互作用** (thermal interaction)、**光蚀除** (photoablation)、**等离子诱导蚀除** (plasma-induced ablation) 及**光致破裂** (photodisruption)。该章对每种机理都做了详细的讨论并给出了一些精选的照片及很多图例。在每一节的最后均做了详尽的评论并对每一种作用机理的显著特点做了简要的概括。一些诸如光动力学疗法 (photodynamic therapy, PDT) 和激光诱导组织间质热疗法 (laser-induced interstitial thermotherapy) (LITT) 等新技术是根据最新的参考资料来解释的。这些技术均与激光治疗癌症有关, 光化作用与热相互作用方法都是对传统方法的替代。传统的方法对大多数患者来说仍不尽人意。在讨论光蚀除方法时, 还将评述由紫外线辐射 (UV radiation)* 产生的潜在危险。书中强调了等离子体诱导蚀除与光致破裂方法的区别, 并对此进行了严格的论证。该章还介绍了描述等离子体诱导蚀除基本机理的新的理论模型。它们将有助于理解有关光学击穿及其阈值的物理现象。

第4章根据最新的结果和参考资料对重要的临床应用进行了总结。按照历史

* 紫外线辐射指波长在100~400nm之间的电磁辐射。紫外线辐射可分为: 紫外A (UV-A), 波长为400~315nm; 紫外B (UV-B), 波长为315~280nm; 紫外C (UV-C), 波长为280~180nm。UV-B对于臭氧层耗竭和皮肤损坏问题具有重要作用。波长为315~280nm的光辐射也称光化学性紫外线。有关可见光和红外线的分类可参阅本书5.3节和该节的译者注。——译者

发展的顺序及它们现在的重要性，先介绍了激光在眼科、牙科和妇科中的应用。在眼科中讨论了各种标准的技术如视网膜光凝，激光治疗青光眼及晶状体的碎化。还对有关角膜屈光手术的最新方法和结果进行了说明。在牙科中重点将龋齿的不同激光治疗方法与传统的机械钻方法进行了比较。在妇科中，最近研究了激光辐射的各种热效应。这一章总结了主要的任务和第一手的临床结果。如目录中所列，随后的几章介绍了其他一些重要的临床学科。在每一学科中均对实验过程和临床结果进行了讨论并指出了技术上的困难及会引起的并发症。通过精心选择的照片和原图，感兴趣的读者可找到一些有关临床的专业看法。

第 5 章包含了激光安全的最新标准。它对美国佛罗里达州奥兰多市的激光研究所出版的指南进行了概括性的描述。最新标准的大多数内容也被其他一些政府所采用。第 5 章还包括一个被世界各国所普遍采用的激光分类方案。在对患者进行治疗时还应考虑到重要的曝光极限。总的说来，第 5 章为激光操作提供了一个便捷的参考，对缺乏经验的读者来说也是一个有用的指导。

1.3 展望

有趣的是，几乎每一项新技术都是最先受到外科医生和患者的欢迎，随后当长期效应和局限性变得明显时，紧接着就是对该技术的冷淡和不接受。最后研究者们对新技术应用的指标达成一致，从而获得了最后的批准。这一过程的一个典型例子是由 Aron-Rosa 等（1980）在眼科中所引进的光致破裂激光器。

现在已将激光用于多种疾病的治疗。但是现今的临床激光器和它们的应用至多只代表激光医学的初期水平。不久将会研制出其他种类的激光器并将在医院和医疗中心发挥它们的作用。其小型化特点将会增强它们的实用性和可应用性，高度专门化的光学传输系统可以提高外科医生精确治疗的能力。进一步而言，在空间和时间分布上均不同的波长的组合可以得到的组织效应优于那些单一波长。而且还一定会发展出其他的成功技术和有用的替代方法，即使今天已了解的相互作用机理也不一定完全。

最终，所有这些努力将会使微创手术发展到我们无法想像的地步。但是这种进步还要依赖于我们的创造性和合作精神。今后的科学探索与将其结果推进到临床应用领域一样重要。今后的激光医学不能仅由物理学家、工程师或外科医生单独创造出来，它必须通过汇集人类的科学、医学、工业和政府资源才能实现。

2 光和物质

在本章和下面的章节中我们将讨论物质受到光作用时所出现的基本现象。这里仅涉及物质对于光的多方面的作用，其相应的逆效应将在第 3 章讨论。物质能够以多种方式影响电磁辐射。图 2.1 为一种典型的情况，即光束入射到物质的一个薄片上。理论上，存在三个效应可能会妨碍它的无扰动的传播：

- 反射和折射；
- 吸收；
- 散射。

根据**菲涅耳定律**（Fresnel's law），反射和折射彼此密切相关。因此，这两个效应将在同一节中论述。图 2.1 中，折射被认为是透射光的位移。在激光医学的应用中，折射只有当辐照角膜组织这样的透光介质时才起重要作用。通常在不透光的介质中，由于吸收和散射作用，折射效应很难测量。

只有未发生反射和吸收的光子或前向散射的光子穿过薄层并能在薄层后检测到它们的强度。透射光和入射光的强度之比称为**透射比**（transmittance）。在反射、吸收或散射中以哪一种损耗为主，这取决于材料的类型和入射光的波长。正如我们将在以后的章节看到的，波长是非常重要的参数。波长决定折射率、吸收和散射系数。折射率^{*}决定靶组织的总反射率。仅在高吸收区域内，该折射率很大程度上依赖于波长。另一方面，散射系数与波长的 4 次幂成反比，这将在 2.3 节讨论瑞利散射时指出。

在激光外科中，了解所选生物组织的吸收和散射特性对于预测一次成功的治疗是非常关键的。当用激光辐照诸如牙科或骨科中的金属植入物那样高反射率的表面时折射率才会有意义。除非在图和表中另有说明，通常假定靶组织或生物组织都是非特殊类型。从而将重点放在适用于大多数固体和液体的普通物理关系上。实际上，生物组织的不均匀性造成了一些限制，这也是我们除了组织的平均参数外还没有办法提供其他参数的原因。

* 光在生物组织中的传播与组织的光学性质有关。光通过组织时，光强和光的偏振状态会发生变化。而折射率是组织光学用来评价组织改变光线行进方向的基本参量。生物组织的折射率的测量是相当困难的，译者对此进行了尝试。以菲涅耳（Fresnel）公式为理论依据，用空气-组织界面的反射率、生物组织薄膜的反射率和生物组织反射光的偏振分量推算生物组织的折射率。其论文参见译者推荐的参考读物的 8 和 16。——译者

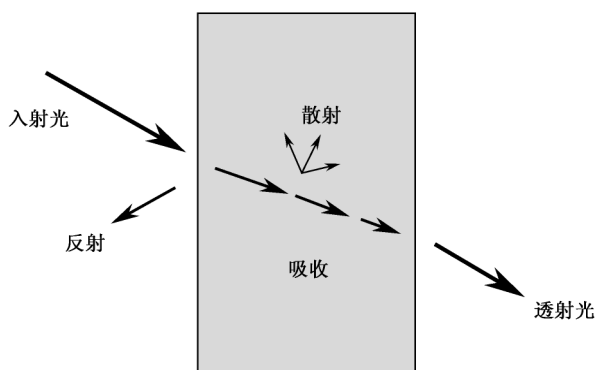


图 2.1 反射、折射、吸收和散射的几何关系

2.1 反射和折射

反射 (reflection) 定义为电磁辐射在入射表面上的返回。一般情况下，反射表面是由折射率不同的两种材料的物理边界如空气和组织的界面组成。简单的反射定律要求入射和反射光束的波法线与反射表面的法线处在同一平面内，称之为**入射平面** (plane of incidence)。反射定律还指出反射角 θ' 等于入射角 θ ，如图 2.2 所示，表达式为

$$\theta = \theta' \quad (2.1)$$

角度 θ 和 θ' 表示表面法线分别与入射和反射光线间的夹角。由于表面不平整度与辐射的波长相比很小，因而我们认为该表面是光滑的。这就是所谓的**镜面反射** (specular reflection)。

相反，当反射表面的粗糙度与波长相当或大于辐射的波长时，就出现**漫反射** (diffuse reflection)。这样被反射的许多光束并不一定处于同一入射平面，公式 (2.1) 不再适用。漫反射是生物组织的一个共同现象，因为它们没有一个像光学反射面的表面那样的抛光表面。唯一特殊的情况是在潮湿组织表面镜面反射可能超过漫反射。

折射 (refraction) 通常出现在两种具有不同折射率的介质的反射表面分界处。它是由光速的变化引起的。已知的**斯涅尔定律** (Snell's law)* 是决定折射的简单数学关系式。通过公式给出：

* 斯涅尔定律 (Snell's law) 即折射定律。——译者

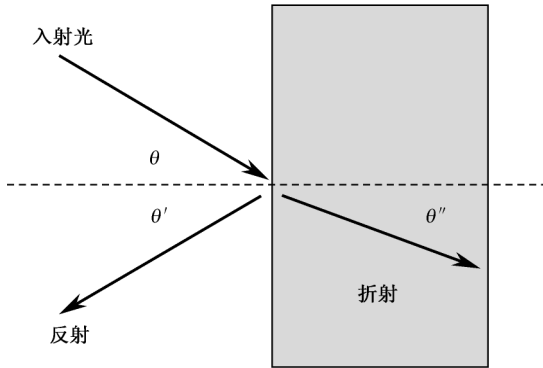


图 2.2 镜面反射和折射的几何关系

$$\frac{\sin \theta}{\sin \theta''} = \frac{v}{v'} \quad (2.2)$$

这里 θ'' 是折射角， v 和 v' 分别是光在反射表面前后介质中的速度。相应的折射率定义为

$$\begin{aligned} n &= \frac{c}{v} \\ n' &= \frac{c}{v'} \end{aligned} \quad (2.3)$$

其中 c 表示光在真空中的速度，公式 (2.2) 变成

$$n \sin \theta = n' \sin \theta'' \quad (2.4)$$

只有 $\sin \theta > n'/n$ 时，公式 (2.4) 不成立，这意味着不会出现折射。这也被称为全反射 (total reflection)。

表面的**反射率** (reflectivity) 是对反射辐射量的度量。它定义为反射与入射电场振幅之比。**反射比** (reflectance) 是相应强度之比，因此等于反射率的平方。反射率和反射比取决于入射角、辐射的偏振度以及构成边界表面材料的折射率。反射率和折射的关系通常由菲涅耳定律描述。在这本书里，我们将仅对它们进行论述并只考虑它们基本的物理影响。精确地推导可在其他资料找到，例如有关电动力学的书。菲涅耳定律由以下公式给出：

$$\frac{E'_s}{E_s} = -\frac{\sin(\theta - \theta'')}{\sin(\theta + \theta'')} \quad (2.5)$$

$$\frac{E'_p}{E_p} = \frac{\tan(\theta - \theta'')}{\tan(\theta + \theta'')} \quad (2.6)$$

$$\frac{E''_s}{E_s} = \frac{2 \sin \theta'' \cos \theta}{\sin(\theta + \theta'')} \quad (2.7)$$

$$\frac{E_p''}{E_p} = \frac{2 \sin \theta' \cos \theta}{\sin(\theta + \theta') \cos(\theta - \theta')} \quad (2.8)$$

这里 E , E' 和 E'' 分别是入射、反射和折射光的电场矢量的振幅。下标 “s” 和 “p” 表示振动的两个平面, “s” 表示垂直于入射平面 (来自德语的垂直 “senkrecht”), “p” 表示平行于入射平面。

入射光与物质薄片进一步的相互作用仅限于折射光。有人可能会认为折射光强与反射光强是互补的, 因此入射强度就是两者之和。但这是不正确的, 因为强度定义为每单位面积的功率, 折射光束的横截面除了垂直入射之外与入射光线和反射光线的横截面不同。仅仅存在这些光束的总能量守恒。在两个平面内的反射比由下式给出:

$$R_s = \left[\frac{E_s'}{E_s} \right]^2 \quad (2.9)$$

$$R_p = \left[\frac{E_p'}{E_p} \right]^2 \quad (2.10)$$

图 2.3 中将反射比 R_s 和 R_p 作为入射角的函数。假定空气和水的折射率分别是 $n=1$ 和 $n'=1.33$, 因此, 图 2.3 特别描述了潮湿表面的镜面反射比。

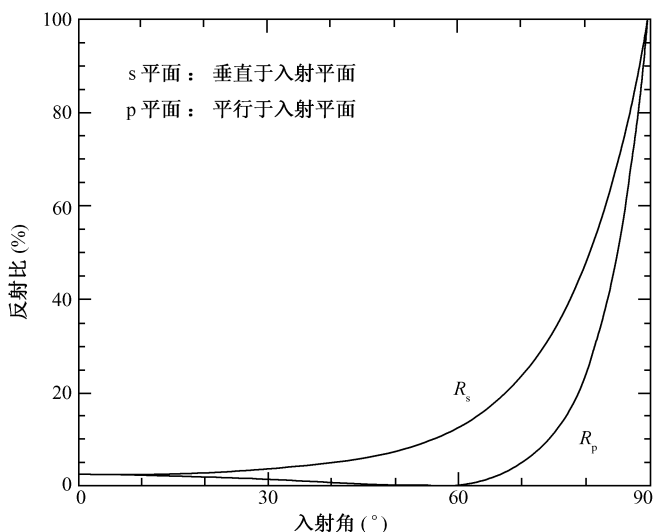


图 2.3 水 ($n' = 1.33$) 在 s 平面和 p 平面的反射比

$R_p=0$ 的角度称为布鲁斯特角 (Brewster angle)。对于水而言它等于 53° 。在垂直入射时 $\theta=0$, 两个平面的反射比约为 2%。这个值不能由公式 (2.5) 和

* 原书有误, 此处应为 n' 。——译者

公式 (2.6) 直接得出。因为代入 $\theta=\theta''=0$ 时所给出的解不确定。但它可以按照下面的方法估计。因为当接近垂直入射时 θ 和 θ'' 均变得很小，我们设公式 (2.6) 中的正切与正弦相等得

$$R_p \approx R_s = \frac{\sin^2(\theta - \theta'')}{\sin^2(\theta + \theta'')} = \left[\frac{\sin \theta \cos \theta'' - \cos \theta \sin \theta''}{\sin \theta \cos \theta'' + \cos \theta \sin \theta''} \right]^2 \tag{2.11}$$

当公式 (2.11) 的分子和分母除以 $\sin \theta''$ 并用 n' 代替 $\sin \theta / \sin \theta''$ ，即假定 $n=1$ ，公式简化为

$$R_p \approx R_s = \left[\frac{n' \cos \theta'' - \cos \theta}{n' \cos \theta'' + \cos \theta} \right]^2 \approx \left[\frac{n' - 1}{n' + 1} \right]^2 \tag{2.12}$$

在垂直入射时，这个近似值变为准确值。因此，代入 $n'=1.33$ 得出

$$R_p \approx R_s \approx 2\%$$

在一些情况下，辐射光入射的这部分不能忽略。因此，应考虑到激光安全，这是需要对眼睛采取防护措施的主要原因之一（参看第 5 章）。

水对不同波长的折射率和相应的反射比列在表 2.1 中。很明显两个强吸收带出现在 $2.9\mu\text{m}$ 和 $6.0\mu\text{m}$ 处。这是由于水分子振动和转动振荡引起的。吸收的主要方式将在下一节论述。

表 2.1 水的折射率和反射比 (Hale & Querry 1973)

波长 λ (μm)	折射率 n	反射比 R
0.2	1.396	0.027
0.3	1.349	0.022
0.4	1.339	0.021
0.5	1.335	0.021
0.6	1.332	0.020
0.7	1.331	0.020
0.8	1.329	0.020
0.9	1.328	0.020
1.0	1.327	0.020
1.6	1.317	0.019
2.0	1.306	0.018
2.6	1.242	0.012
2.7	1.188	0.007
2.8	1.142	0.004
2.9	1.201	0.008
3.0	1.371	0.024
3.1	1.467	0.036
3.2	1.478	0.037
3.3	1.450	0.034

续表

波长 λ (μm)	折射率 n	反射比 R
3.4	1.420	0.030
3.5	1.400	0.028
4.0	1.351	0.022
5.0	1.325	0.020
6.0	1.265	0.014
7.0	1.317	0.019
8.0	1.291	0.016
9.0	1.262	0.013
10.0	1.218	0.010

虽然在可见光的范围内折射率与波长的关系是相当弱的，但为获得可预知的结果还应将其考虑在内。通常，由于吸收和散射的影响，对各种生物组织折射率的测量是困难的。生物组织的反射要靠实验来得到。大多数的情况下，水的折射率仅是粗略估计的。

2.2 吸收

由于**吸收**（absorption），入射电磁波的强度在通过某一介质时会衰减。介质的**吸收率**（absorbance）被定义为吸收强度与入射强度之比。吸收是由于部分光能转换成热运动或者吸收材料中分子的某种振动引起的。一个完全透光的介质允许光通过而不吸收，即从这个介质中进入的总辐射能量与出射的能量是相等的。在生物组织中，对可见光来说角膜和晶状体被认为是高度透光的。相反，使入射辐射几乎降为零的介质称为不透光的。

“透光”和“不透光”是相对的，因为它们毕竟取决于波长。例如，角膜和晶状体，主要由水组成，在红外线波长范围内表现出强烈地吸收。因此，在这个光谱范围内这些生物组织呈现不透光。实际上，没有一种介质对于电磁波谱的所有波长来说可被称为“透光”或“不透光”的。

如果物质对一定光谱范围内的所有波长的强度衰减程度相似，这个物质就表现为**一般吸收**。在可见光的情况下，这种物质在我们的眼睛中呈现为灰色。而**选择性吸收**，是指对特定波长的吸收比其他波长的吸收强。颜色的存在实际上产生于选择性吸收。通常，**体色**和**表面颜色**是有区别的。一般来说体色是由光穿透物质一定距离而产生的。在后向散射时，只在选定波长被部分地吸收之后光才从

表面向后偏离和逃逸。相反，表面颜色来自表面本身的反射。它主要取决于反射比，这与公式 (2.12) 描述的辐射光入射波长有关。

介质吸收电磁辐射的能力取决于许多因素，主要是其原子和分子的电子结构、辐射的波长、吸收层的厚度和内部参数如温度或吸收剂的浓度。**朗伯定律** (Lambert's law) 和**比尔定律** (Beer's law) 是两个经常用到的定律，它们分别描述的是厚度和浓度在吸收上的效应。表示为

$$I(z) = I_0 \exp(-\alpha z) \tag{2.13}$$

和

$$I(z) = I_0 \exp(-k' cz) \tag{2.14}$$

这里 z 表示光轴， $I(z)$ 是在距离 z 处的强度， I_0 是入射光强， α 是介质的吸收系数， c 是吸收剂的浓度， k' 取决于除了浓度外的内部参数。因为两个定律描述吸收的同一特性，所以它们也称为**朗伯-比尔定律** (Lambert-Beer Law)。从公式 (2.13) 我们可得

$$z = \frac{1}{\alpha} \ln \frac{I_0}{I(z)} \tag{2.15}$$

吸收系数 α 的倒数也被称作吸收长度 L ：

$$L = \frac{1}{\alpha} \tag{2.16}$$

当在距离 z 处的强度 $I(z)$ 降到入射强度 I_0 的 $1/e$ 时， z 即为吸收长度。

在生物组织中，吸收主要是由水分子和蛋白质以及色素等大分子引起的。而在红外光谱区的吸收主要由水分子引起，蛋白质和色素主要吸收光谱的紫外线和可见光。特别是蛋白质，根据 Boulnois (1986) 所述，它在 280nm 附近有一个吸收峰。大多数生物组织的主要构成物水的吸收光谱将在 3.2 节中讨论热相互作用机理时论述。

图 2.4 为两种基本生物吸收体的吸收光谱。它们分别是黑色素和血红蛋白 (HbO_2)^{*}。黑色素是皮肤的基本色素，而且是目前为止已知的最重要的表皮生色团 (chromophore)^{**}。它的吸收系数从可见光向紫外线方向单向增加。在血管组织中主要是血红蛋白。它的相应的吸收峰约在 280nm、420nm、540nm 和 580nm 处，并在约 600nm 处出现截止点。大多生物分子的一般特点是它们在 400nm 和 600nm 之间存在复杂带状结构。因为在近红外区无论是大分子还是水的吸收都不强烈，“治疗窗口”应划在约 600nm 和 1200nm 之间。在这个光谱范围内，辐

* 血红蛋白是指血液中运输氧的蛋白质，含有四条多肽链，其中两条为 α 链，两条为 β 链；每条链环绕着一个亚铁血红素基团。血红蛋白有几种正常类型，其中如成人及胎儿血红蛋白；还有各种异常类型，如镰状细胞血红蛋白和血红蛋白 C。——译者

** 生色团是指化合物中的原子团，能吸收光并对化合物的生色起作用。——译者

射穿透生物组织时的损耗低，因此可以对较深层的组织进行治疗。

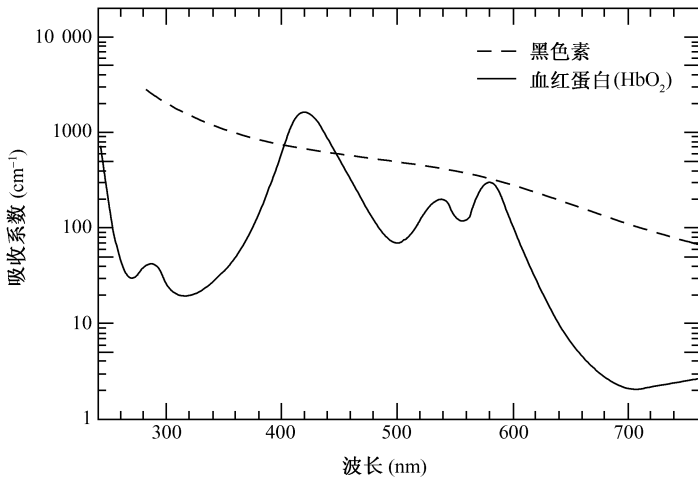


图 2.4 皮肤中的黑色素和血液中血红蛋白(HbO_2)的吸收光谱。血红蛋白的相对吸收峰在 280nm、420nm、540nm 和 580nm 处。数据来自 Boulnois (1986)

图 2.5 给出了三个典型生物组织的吸收光谱。这三个生物组织分别是皮肤^{*}，主动脉壁和角膜。其中皮肤吸收最高，而角膜在光谱的可见光区域内几乎是完全透光的^①。由于吸收光谱的唯一性，每一个都可被看作是相应生物组织的特殊标记。当然由于大多数生物组织的不均匀性可能会引起光谱的微小偏差。

比较图 2.4 和图 2.5，我们发现主动脉壁和血红蛋白的吸收光谱相当类似。这可以用已在前文论述的，即血红蛋白在血管组织中占主导地位的事实来解释。因此在两者的光谱中呈现相同的吸收峰值。因为波长分别为 531nm 和 568nm 的氦离子激光器的绿光和黄光几乎与血红蛋白的吸收峰值完全吻合，所以这些激光器可用于对血液及血管的凝结。染料激光器对一些特定的应用来说可能是一个替代选择，因为它的可调节性可以使它与特定蛋白质或色素的特定吸收范围相匹配。

生物组织的吸收率在激光医学外科手术中并不是唯一重要因素，在一些激光应用中，如巩膜造口术，有时在激光曝光前经常使用特殊染料或墨水。通过这种方法提高生物组织固有的吸收系数从而提高激光的治疗效率。而且由于增加了吸收，对相邻组织的损伤将会减少。要想进一步了解巩膜造口术，读者可参阅 4.1 节。

* 有关皮肤对光的通透性研究可参阅读者推荐的参考读物 7。——译者

① 实际上自然界是如何创造出如此透光的生物组织是令人吃惊的。后者是因为角膜中的胶原蛋白纤维排列极其规则而且角膜含水量很高。——著者