

## I. Lasertechnik

Vorsitz: H.P. Berlien, Berlin; W.E. Siebert, Hannover

### Athermische Laser und ihre Bedeutung für die Unfallchirurgie

W. Neu, M. Dressel, R. Jahn, K.F. Klein, H.U. Langendorff und K.H. Jungbluth

Laser-Laboratorium Göttingen e.V., Im Hassel 21, W-3400 Göttingen, Bundesrepublik Deutschland

Die Wechselwirkung von Laserstrahlung und biologischem Gewebe beruht auf der Absorption, Streuung und Reflektion des vom Laser emittierten Lichtes. Diese optischen Eigenschaften und die thermische Leitfähigkeit des Gewebes sowie die zeitliche Struktur der Laserstrahlung bestimmen die Anwendungsmöglichkeiten der unterschiedlichen Lasergeräte. Die chirurgische Anwendung von Lasersystemen, deren Emission im nahen (Nd:YAG,  $\lambda = 1064 \text{ nm}$ ) und fernem ( $\text{CO}_2$ ,  $\lambda = 10,6 \mu\text{m}$ ) infraroten Spektralbereich liegen, ist vor allem das thermisch induzierte Schneiden und Coagulieren. Je härter dabei das Gewebe ist, umso höher muß auch die Ausgangsenergie bzw. Leistungsdichte des Lasers sein, und der daraus resultierende Anstieg der thermischen Wirkung ergibt regelmäßig auch eine Zunahme der Gewebeschädigung. Trotz Gas- bzw. Wasserspülung treten dabei als unerwünschte Nebenwirkungen tiefreichende Nekrosezonen und eine Carbonisierung der Schnittländer auf, die den Heilungsprozeß zum Teil erheblich verzögern.

Bei der Anwendung gepulster Laser hoher Leistungsdichte und geeigneter Wellenlänge ist es möglich, eine präzise Abtragung von Gewebe auch in schwer zugänglichen Operationsgebieten zu erreichen, die nicht über eine thermische Umsetzung der absorbierten Laserenergie erfolgt. Dieser athermische Prozeß wird als Ablation bezeichnet. Die wesentlichen Voraussetzungen sind hierbei:

- Starke Absorption und damit eine geringe Eindringtiefe des Laserlichtes.
- Pulsdauer des Lasers wesentlich kürzer im Vergleich zur thermischen Diffusionszeit.
- Überschreiten einer zur Ablation notwendigen Schwellenergie.

Da in biologischem Gewebe die Absorption in der Regel vom hohen Wassergehalt dominiert wird, können als athermische Laser entweder Excimerlaser (ultravioletter Spektralbereich  $\lambda = 193\text{--}308 \text{ nm}$ ) oder gütegeschaltete Festkörperlaser mit Emissionswellenlängen  $\lambda \geq 2 \mu\text{m}$ , wie z.B. Ho:YAG ( $\lambda = 2,1 \mu\text{m}$ ) oder Er:YAG ( $\lambda = 2,93 \mu\text{m}$ ) eingesetzt werden. Um atraumatisch operieren zu können, muß die Laserstrahlung durch ein Fasersystem übertragen werden. Weder für das tiefe UV noch für den relevanten IR Spektralbereich sind geeignete optische Fasern erhältlich, so daß z.Zt. für dieses Fachgebiet allein der XeCl-Excimerlaser ( $\lambda = 308 \text{ nm}$ ) verwendbar ist.

Eine neu entwickelte Quarzfaser mit konischem Taperansatz ermöglicht erstmals eine unkritische Einkopplung und die zuverlässige Übertragung von Laserpulsen mit bis zu 250 mJ Energie bei Faserdurchmessern von 400–1000  $\mu\text{m}$ . Die damit erreichten Leistungsdichten

liegen bei Pulsdauern des XeCl-Lasers von 30 ns bzw. 300 ns weit über der Ablationsschwelle sowohl für Weichgewebe als auch für Knochen und Knorpel. Laserschnitte und -bohrungen an diesen Geweben zeigen eine äußerst geringe thermische Schädigung bzw. Nekrosezone.