

## Grundprinzipien der Laserchirurgie

---

Das Wort „Laser“ ist ein Akronym für „light amplification by stimulated emission of radiation“; was soviel bedeutet wie Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung. Die Laserstrahlung ist durch folgende Merkmale gekennzeichnet:

- eine definierte Wellenlänge,
- eine hohe zeitliche und räumliche Kohärenz,
- eine hohe Fokussierbarkeit,
- eine variable Pulslänge und
- eine hohe Strahlungsleistung.

Verschiedene Elemente und chemische Verbindungen können zur Lasertätigkeit angeregt werden. Das Lasermaterial kann fest sein wie bei Rubin-, Neodym: YAG-, Erbium: YAG-Laser, gasförmig wie bei Argon-, Krypton-, Helium-, Neon-, Excimer-Laser oder flüssig wie beim Dye-Laser. Der Dye-Laser, auch Farbstoff-Laser genannt, enthält organische Farbstoffe. Die spezifische Wellenlänge ist durch die Auswahl des Materials determiniert. Im biologischen Gewebe werden unterschiedliche Wellenlängen auch unterschiedlich transmittiert, absorbiert und reflektiert. Hierbei spielen die Gewebeeigenschaften eine bedeutende Rolle. Als relevante biologische Absorber gelten Wasser, Hämoglobin, Melanin und Proteine. Eine hohe Absorption korreliert mit einer geringen

Eindringtiefe. So dringen zum Beispiel die Strahlen des Argon-Lasers (Wellenlänge 514 Nanometer im Grünbereich) gut durch die Augenmedien und werden dann durch die Chromatophoren des Pigmentepithels gut absorbiert. Die Strahlen des Erbium: YAG-Lasers (Wellenlänge 2,94 Mikrometer, im mittleren Infrarotbereich) werden in hohem Maße durch Wasser absorbiert, für die Wechselwirkung mit dem Medium Wasser wirkt sich die minimale Eindringtiefe (etwa 1 Mikrometer) äußerst vorteilhaft aus, um definierte Schnitt-Tiefen, zum Beispiel bei der Bearbeitung der Sklera, zu erreichen.

Die Wechselwirkung der Laserstrahlung mit dem biologischen Gewebe hängt also wesentlich von der Wellenlänge des Lasers ab; diese kann im sichtbaren Spektrum, im ultravioletten oder infraroten Bereich liegen. Entsprechende Vorkehrungen müssen beim Strahlenschutz getroffen werden, insbesondere muß die Schutzbrille auf den entsprechenden Wellenlängenbereich abgestimmt sein. Auch die Wahl der Laserparameter – wie Expositionszeit, Energie, Leistung, Fleckgröße – und die daraus resultierenden Energiedichten sowie Leistungsdichten beeinflussen den Effekt der Laserstrahlung im Gewebe. So können thermische, ionisierende (photo-disruptive) und photochemische (photoab-lative) Reaktionen ausgelöst werden.

## Thermische Lasereffekte

---

Die Wirkung der thermischen Laserquellen beruht auf einer Temperaturerhöhung im Zielgewebe, die zur Verdampfung intra- und interzellulärer Flüssigkeit und zur Denaturierung organischer Strukturen führt. Diese Vorgänge werden Photovaporisation und Photokoagulation genannt. Die Voraussetzung hierfür sind die Absorption von Laserstrahlung im Zielgewebe und die Aufheizung über ein kritisches Temperaturniveau, die bei langen Expositionszeiten (Millisekunden – Sekunden) eintritt. Die Auswahl der Laserparameter muß stets der jeweiligen individuellen Situation angepaßt werden, um ein optimales Ergebnis zu erzielen. Bei zu langen Expositionszeiten und/oder zu hohen Leistungen ist mit einer erhöhten thermischen Schädigung des Gewebes zu rechnen. Andererseits können zu kurze Expositionszeiten unerwünschte mechanische Nebeneffekte wie Gefäßrupturen oder Risse im Gewebe nach sich ziehen. Ein unangemessen großer Brennfleck kann den erwünschten Behandlungseffekt gänzlich zunichte machen: So wird bei der Lasertrabekuloplastik zum Beispiel ein Fokusbrennfleck von 50 µm empfohlen. Ein größerer Brennfleck würde das Trabekelmaschenwerk durch breitflächige Koagulationen diffus schädigen.

---

Tabelle 1: Beispiele für thermische Lasereingriffe

---

- Lasertrabekuloplastik
  - Zyklphotokoagulation mit dem Dioden-Laser oder dem thermisch wirkenden Nd:YAG-Laser
  - periphere Iridoplastik mit dem Argon-Laser
- 

## Photodisruptive Lasereffekte

---

Die Wirkung der photodisruptiven Laserquellen beruht auf einer absorptionsunabhängigen, schlagartigen Ionisation des Zielgewebes. Das bestrahlte Gewebe geht dabei in einen hochionisierten, gasförmigen Zustand über, den man physikalisch als Plasma bezeichnet. Die Entstehung von Plasma, die sogenannte Plasmaformation, bewirkt Schock- und Druckwellen und eine örtlich begrenzte Mikroexplosion. Die Mikroexplosion bezeichnet man auch als „optical breakdown“ oder „optischen Durchbruch“.

Der „optical breakdown“ kommt dann zustande, wenn das kritische Energienniveau erreicht wird (der Energie-Schwellenwert ist gewebeabhängig!). Dies muß unbedingt bei der Planung photodisruptiver Nd:YAG-Lasereingriffe (Beispiel siehe Tabelle 3) berücksichtigt werden.

Der „optical breakdown“ kommt bei ultrakurzen Expositionszeiten – Pikosekunden bis Nanosekunden – und bei extrem hohen Leistungsdichten – im Bereich von Gigawatt pro cm<sup>2</sup> – zustande.

Die mechanische Kraft des Lasers kann jedoch variiert und – der individuellen Situation angemessen – dosiert werden, in-

dem die Energie, der Fokusbereich, der Fokusort, die Anzahl der Laserherde und die Applikation der Laserenergie (Salven – sie werden auch „bursts“ genannt - potenzieren den Lasereffekt!) verändert werden (Tabelle 2, 3). Eingriffe in unmittelbarer Nähe der natürlichen oder der künstlichen Linse erfordern eine sanfte Dosierung (kleiner Fokus, minimale Energie, keine Salven).

Tabelle 2: Variationsmöglichkeiten der Laserparameter

- Energie (Millijoule) im Bereich des Schwellenwertes
- der Fokusbereich (Mikrometer)
  - kleiner Brennfleck bei der Monomode\*- Einstellung
  - großer Brennfleck bei der Multimode\*-Einstellung
- Fokusort (z.B. bewußte Defokussierung in der Nähe einer intraokularen Linse)
- Anzahl der Laserherde
- Applikation der Laserenergie über Salven oder auch „bursts“ genannt (1-9 Einzelschüsse mit einem Zeitintervall von einigen Millisekunden bzw. Mikrosekunden)

\* In der Laserphysik werden mit dem Begriff Mode die axialen und transversalen Schwingungszustände der emittierten Laserstrahlung beschrieben. Bei der Monomode-Einstellung schwingt eine Mode, die Grundmode, bei der Multimode-Einstellung schwingen mehrere Moden, woraus ein größerer Fokusbereich resultiert.

Tabelle 3: Beispiele für photodisruptive Nd:YAG-Lasereingriffe

- Laseriridotomie
- Membrantomie
- Vitrotomie
- Zystenpunktion
- Synechiolyse

## Photoablative Lasereffekte

Eine dritte Möglichkeit, lasermikrochirurgisch zu arbeiten, bieten photoablativ wirkende Laserquellen. Sehr kurze Pulszeiten (Mikrosekunden), hohe Energiedichten und maximale Absorption der Laserstrahlung sind Voraussetzung für photochemische Reaktionen auf molekularer Ebene. So werden ohne nennenswerte thermische und photodisruptive Effekte chemische Verbindungen gesprengt. Die Molekülfragmente entweichen als Gas von der Oberfläche. Die Energie der Photonen entweicht mit der Gaswolke, daher bleibt die Aufheizung der Gewebestrukturen aus. Auch die bei der Photodisruption entstehende Gewebeerreißung entfällt. Somit erlauben photoablative Laserquellen eine präzise, mikrometeregenaue Gewebeschneidung. Photoablative Laser emittieren im ultravioletten Bereich – Excimer-Laser, z.B. der Argon-Fluorid-Laser bei 193 nm – oder im mittleren Infrarotbereich – z.B. der Erbium: YAG-Laser bei 2,94 µm. In der Glaukomtherapie werden die Infrarot-Laser favorisiert, da von der ultravioletten Laserstrahlung eine potentielle, zytotoxische Gefahr ausgeht und die Excimer-Laser einen hohen technologischen Aufwand erfordern. Für die HH-Chirurgie sind Infrarot-Laser ungeeignet.