

Die Entwicklung des Diodenlasers bis zur Digitalpulstechnik

In der zahnmedizinischen Anwendung werden heute überwiegend zwei verschiedene Laserarten eingesetzt: Gaslaser und Festkörperlaser. Zu den Erstgenannten gehören der CO₂-Laser (10.600 nm) und der Argonlaser (480 und 515 nm), zu den Festkörperlasern gehören der Nd:YAG (1.064 nm), Er:YAG (2.940 nm), Er,Cr:YSGG (2.780 nm) und die Diodenlaser (hauptsächlich 810 und 980 nm).

Olaf Schäfer/Radolfzell

■ Wie der Name schon sagt, werden bei den Gaslasern Gasgemische als aktive Lasermedien eingesetzt, während beim Festkörperlaser meist ein Kristall das aktive Lasermedium bildet. Bei klassischen Festkörperlasern besteht das Lasermedium aus einem optischen Kristall, der durch eine Blitzlampe angeregt (gepumpt) wird. Laserkristall und Blitzlampe befinden sich in einem sogenannten Resonator, einer Kammer aus zwei Spiegeln, zwischen denen der Laserprozess stattfindet. Einer dieser Spiegel ist zu einem niedrigen Prozentsatz durchlässig für das Laserlicht und ermöglicht somit nutzbare Lichtenergie auszukoppeln. Eine grundlegende Eigenschaft dieses Konstruktionsprinzips ist, dass im Resonator eine gewisse Laserenergie gespeichert und in einem sehr kurzen Puls abgegeben werden kann. Je kürzer die Zeit der Energieabgabe (also der Pulszeit), desto geringer fällt die thermische Wirkung des Laserstrahls aus. In der Augenheilkunde kann mit kurzen Lichtpulsen Gewebe abgetragen werden, um Fehlsichtigkeiten zu korrigieren, ohne das Gewebe thermisch zu schädigen. In der Zahnmedizin sind Hersteller von Er:YAG-Lasern bestrebt, möglichst kurze Pulszeiten zu realisieren. Das steigert das Abtragsvolumen an der Zahnhartsubstanz und reduziert gleichzeitig das Schmerzempfinden. Eine Sonderstellung unter den Festkörperlasern nehmen die Halbleiter oder Diodenlaser ein. Hier existiert kein Resonator im klassischen Sinn, denn das Lasermedium besteht aus einem Halbleiterchip. Wie alle Halbleiter besteht auch der Diodenlaser aus einer p- und einer n-dotierten Schicht. Die Laserstrahlung wird genau in der Grenzschicht zwischen p- und n-dotierter Schicht erzeugt. Der große Vorteil dabei ist, dass man keine Blitzlampen zum optischen Pumpen benötigt, sondern das Laserelement direkt mit elektrischem Strom anregen kann. Daraus resultiert ein sehr hoher Wirkungsgrad von ca. 35 % (Vergleich YAG-Laser: ca. 1–5 %). Deshalb benötigen Diodenlaser keine großen Kühlaggregate und können relativ kompakt und leicht gebaut werden. Ein kleiner Nachteil des Diodenlasers war, dass aufgrund der fehlenden Resonator-kammer keine nennenswerte Energie gespeichert wird. Der Laser kann lediglich ein- bzw. ausgeschaltet werden. Aus diesem Grund werden Diodenlaser klassischerweise kontinuierlich oder cw (continuous wave) betrieben. Die Anwendung der Diodenlasertechnik begann Anfang der 80er-Jahre des letzten Jahrhunderts mit sogenannten Therapielasern.

Sie werden auch als Softlaser oder LLLT-Laser (low level laser therapy) bezeichnet. Das Spektrum reicht von 1 mW bei 635 nm – was einem handelsüblichen Laserpointer entspricht – bis zu 200 mW bei 810 nm. Über die möglichen Unterschiede in der Wirkungsweise mag sich jeder ein eigenes Urteil bilden. Um das Jahr 1995 erschienen die ersten Geräte auf Diodenlasertechnik mit einer Leistung um 6 W bei 810 nm. Erstmals war es möglich, die thermische Wirkung der Diodenlaserstrahlung zu nutzen. In zahlreichen klinischen Studien wurde belegt, dass sich mit der Diodenlaserstrahlung um 1,0 Watt hervorragende Ergebnisse in der Dekontamination von parodontalen Taschen und im Wurzelkanal erzielen lassen. Ursache hierfür ist die gute Absorption des Lichtes in gramnegativen und -positiven Keimen bei dieser Wellenlänge. Da zusätzlich eine hohe Absorption durch Hämoglobin zu beobachten ist, lässt sich bei höherer Energie auch die chirurgische Schnittführung mit diesen Systemen nahezu blutungsfrei durchführen. Im Laufe der Zeit kamen weitere sinnvolle Applikationsmöglichkeiten hinzu, die heute als klinisch abgesichert gelten. Exemplarisch sei hier die Periimplantitisbehandlung genannt, die von verschiedensten Universitäten weltweit hervorragend dokumentiert ist. Um die Performance im chirurgischen Bereich weiter zu steigern, lag es nahe, die Ausgangsleistung des Diodenlasers zu steigern. Erste Versuche mit 10- und 15-Watt-Dioden zeigten bereits 1999, dass eine simple Erhöhung der Lichtenergie nicht zum Erfolg führt. Eine Leistung von etwa 3 bis 4 Watt cw führt relativ schnell zu einer Karbonisierung des Gewebes. Aufgrund der dabei entstehenden toxischen Nebenprodukte ist dieser Effekt daher unerwünscht. Zusätzlich werden auch die Wundheilung und das Schmerzempfinden negativ beeinflusst. Die Ursache für die Karbonisierung ist dabei nicht in der Wellenlänge zu suchen, sondern im zeitlichen Verhalten des Lasers. Da er kontinuierlich eingeschaltet ist, kommt es auch zu einem kontinuierlichen Temperaturanstieg im Gewebe. Da verbranntes Gewebe zusätzlich noch einen höheren Absorptionskoeffizienten aufweist als gesundes Gewebe, kommt es zu einem überproportionalen Temperaturanstieg. Will man nun die Schnittgeschwindigkeit weiter steigern – ohne das Gewebe durch starke Karbonisierung zu schädigen, bleibt nur ein Weg: Die Simulation des Pulsverhaltens eines Festkörperlasers wie z.B. dem Er:YAG. Da die Diodenlaserquelle, wie eingangs beschrie-