

Der CO₂-Laser – Physikalische Grundlagen

Die Lasertheorie stützt sich im Wesentlichen auf die Forschungsarbeiten von Albert Einstein, der 1916 den Prozess der Stimulierung der Energieemission von Strahlung formulierte. Theodor Maiman stellte 1960 den ersten Laser vor. Hierbei handelte es sich um einen Rubin-Laser, einen Festkörperlaser mit einem Rubinkristall als Lasermedium und den Chromatomen innerhalb des Rubinkristalls als die Wellenlänge bestimmende Komponenten (Stern und Sognaes 1964).

Prof. (NY) Dr. med. dent. Rolf Semmler/Würzburg

n Bereits 1964 wurde von Patel ein CO₂-Laservorgelegt, aber erst 1966 die ersten chirurgischen Anwendungen durchgeführt. 1967 schließlich wurde der CO₂-Laser in das Therapiespektrum der Oralchirurgie aufgenommen, jedoch waren diese Geräte zunächst nicht sehr wirtschaftlich und praktisch.

Geschichte des Lasers

• 1960	Erster Laser	T. Maiman
• 1964	Erster CO ₂ -Laser	K. Patel
• 1966	Erste chirurgische Anwendung	W. Yahr
• 1967	Erste oralchirurgische Anwendung	G. Jako

Eigenschaften des Lasers: Aufbau und Funktion

Der Begriff LASER setzt sich aus den Anfangsbuchstaben der englischen Bezeichnung für das Funktionsprinzip der Lichtemission zusammen: „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“ oder „Lichtverstärkung durch induzierte Strahlenemission“. Die Lichtverstärkung geschieht dadurch, dass einem aktiven Medium Energie zugeführt wird und so die Elektronen, gemäß dem Bohr'schen Atommodell, auf ein höheres Energieniveau angehoben werden. In diesem Modell des dänischen Physikers Niels Bohr haben die Atome verschiedene Energieniveaus, die mit E_0 und E_1 definiert werden. Jedes Mal, wenn eine Bewegung von einem zum anderen Niveau stattfindet, wird ein Energiequant aufgenommen oder abgegeben (Abb. 1).

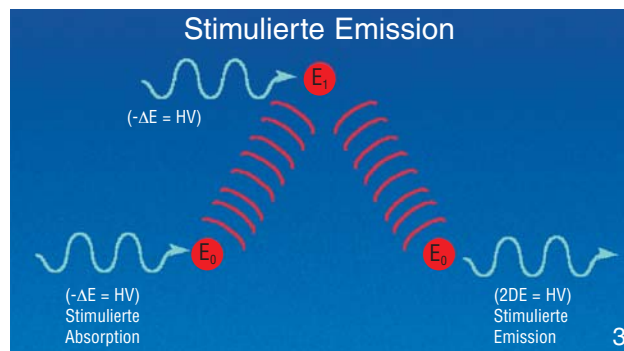
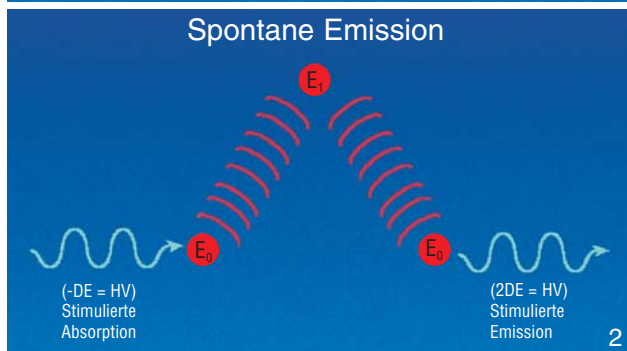
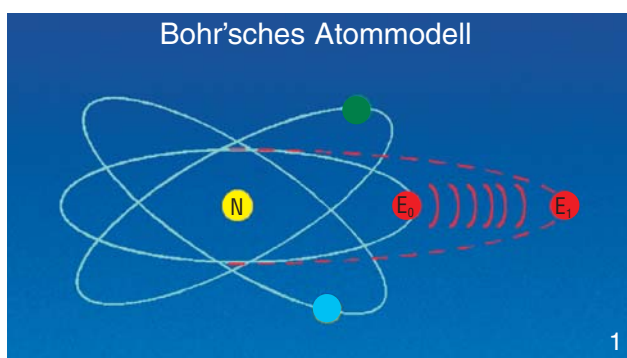
Beim Prozess der spontanen Energieemission kann ein Atom zusätzlich durch Absorption eines Energiequants von seinem stabilen E_0 -Niveau zu einem angeregten E_1 -Niveau angehoben werden. Da das E_1 -Niveau inhärent und weniger stabil ist, hat das Atom die Tendenz, in das ursprüngliche E_0 -Niveau zurückzufallen. Dabei, und das ist wesentlich, wird das vorher absorbierte Energiequant wieder abgegeben (Abb. 2). Beim Prozess der stimulierten Energieemission kann ein zusätzliches Energiequant von einem Atom in seinem bereits angeregten E_1 -Zustand absorbiert werden, was dann rechnerisch zur Abgabe von zwei Energiequanten führt, wenn das Atom in seinen E_0 -Zustand zurückfällt. Dieser erstmals von Albert Einstein formulierte Prozess der Energieemission ist das Grundprinzip der Laserübertragung (Abb. 3).

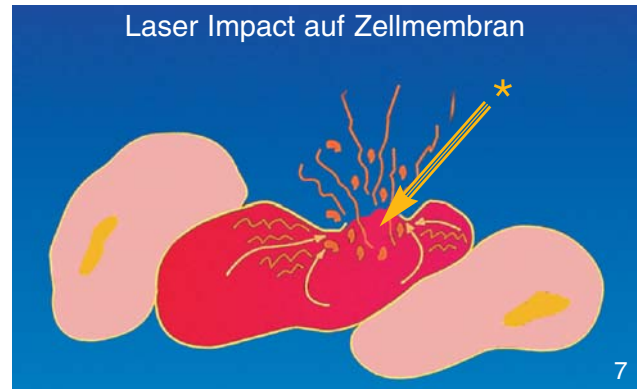
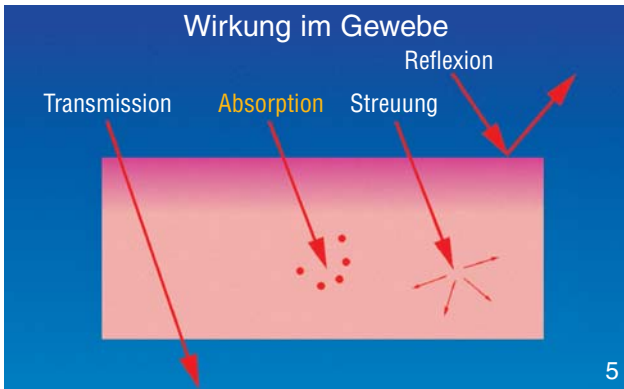
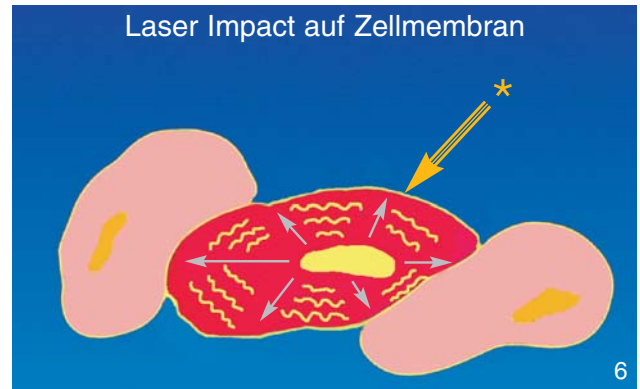
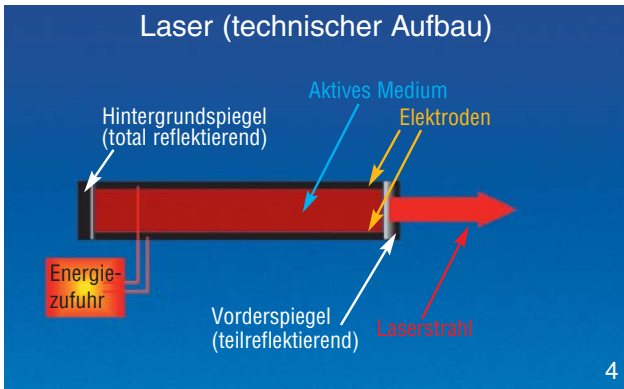
Wie wird Physik in Technik umgesetzt?

In der vereinfachten Darstellung der Laserröhre (Abb. 4) werden die drei Hauptkomponenten der meisten Laser gezeigt:

Lasermedium

Der Hauptbestandteil der nicht giftigen Gasmischung besteht beim CO₂-Laser aus Helium. Dieses dient zur Erhöhung des Wirkungsgrades auf 30 Prozent, indem einerseits das untere Laserniveau schneller entleert wird





und dadurch dem Laserprozess schneller wieder zur Verfügung steht, und andererseits die Bildung von angeregten Stickstoffmolekülen erhöht wird. Am Laserprozess direkt sind CO₂ und Stickstoff beteiligt.

Angelegte Energie („Pumpmechanismus“)

Die angelegte Energie dient zum Pumpen des CO₂-Moleküls in das obere Laserniveau durch Energieübertragung von angeregten Stickstoffmolekülen.

Zwei Spiegel

An den Enden der Laserröhre schicken die Spiegel die Laserphotonen wieder durch das aktive Medium zurück, um weitere Verstärkung und stimulierte Emission hervorzurufen. Der Spiegel auf der rechten Seite ist teilweise durchlässig und gestattet die Abgabe einiger Photonen aus der Laserkavität, die den typischen Laserstrahl bilden: kohärent – monochrom – kollimiert. Diese Strahlung wird je nach Gerätebauart über Hohlleiter-

stahlwelle oder Spiegelgelenkarm an den gewünschten Applikationsort geleitet.

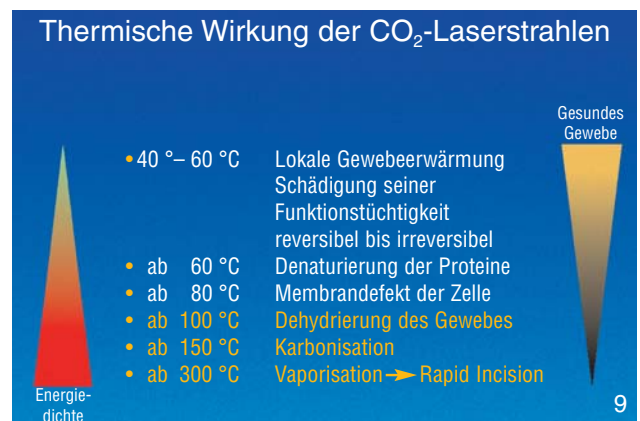
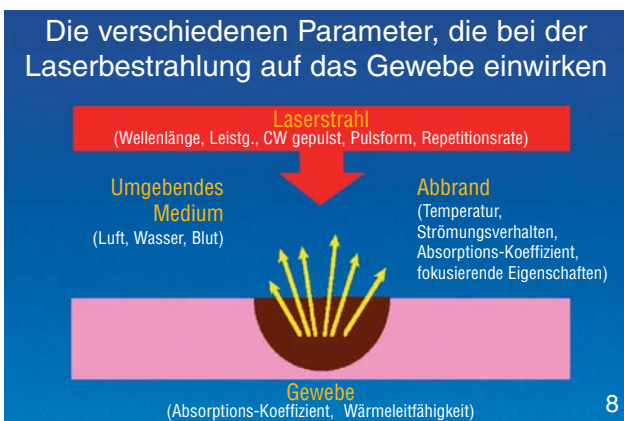
Verhalten des Laserlichts beim Auftreffen auf Gewebe

Trifft der Laserstrahl auf Gewebe (Abb.5), wird nur ein kleiner Teil reflektiert, transmittiert und im Gewebe gestreut. Der größte Teil wird in feuchtem Medium absorbiert.

Transmission ruft keinerlei Wirkungen im Gewebe hervor, da das Gewebe für die betreffende Wellenlänge durchsichtig ist.

Reflexion hat ebenfalls keinen Effekt auf das Gewebe.

Die Streuung im Gewebe ist so gering, dass sie vernachlässigt werden kann.



Absorption ist das einzige zu berücksichtigende Verhalten der Laserwellenlänge im Gewebe.

Reaktion der Zelle auf Laserbestrahlung

Beim Auftreffen des Laserstrahls auf die Zellmembran erwärmt sich der Zellinhalt (Abb. 6). Ist die Energie ausreichend hoch, kommt es zur Explosion des Zellinhaltes (Vaporisation), wobei das Nachbargewebe bei der Anwendung des CO₂-Lasers unbeschädigt bleibt (Abb. 7).

Thermische Wirkungen

Die thermische Wirkung ist von vielen Parametern abhängig. Im Wesentlichen bestimmen die Temperatur und die Dauer der Einwirkung das Ausmaß der Veränderungen im Gewebe (Abb. 8). Bis ca. 45 °C sind keine irreversiblen Gewebeschäden zu erwarten. Bis zu einer Temperatur von 60 °C sind die Veränderungen im Gewebe je nach Dauer der Bestrahlung reversibel oder irreversibel. Ab ca. 60 °C setzt die Koagulation, ab 100 °C die Dehydrierung, ab 150 °C die Karbonisation und ab 300 °C die Vaporisation ein (Abb. 9).

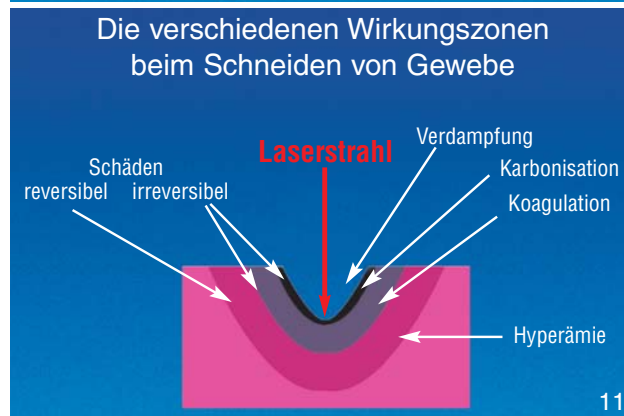
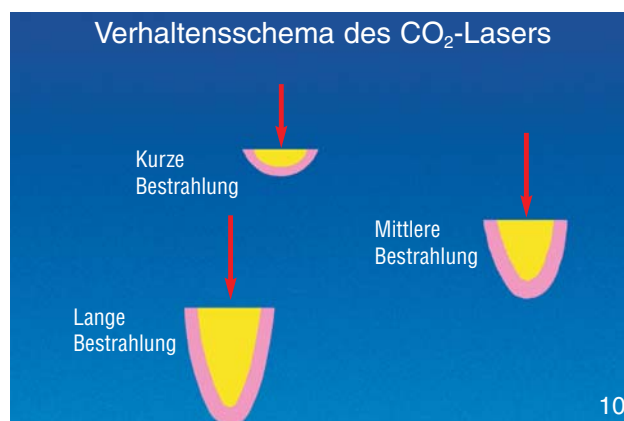
Die Eindringtiefe der Strahlung in das Gewebe beträgt weniger als 0,1 mm. Dies erklärt, warum mit dem CO₂-Laser in dünnen Schichten kontrolliert Gewebe abgetragen werden kann. Die Schnittgeschwindigkeit ist von der Leistungsdichte abhängig (Abb. 10). Die Koagulationseigenschaften des CO₂-Lasers sind nur gering, weshalb Gefäße nur bis zu einem Durchmesser von 0,5 mm durch Koagulation zuverlässig verschlossen werden können. Darüber hinaus werden Nervenden und Lymphgefäße verschlossen. Dies alles bedeutet weniger postoperative Schmerzen, Blutungen und Schwellungen. Abbildung 11 verdeutlicht in diesem Zusammenhang das Verhalten des Lasers im Haut- und Muskelgewebe. Bezüglich der die Laserwirkung betreffenden Parameter spielen beim Schneiden die Abbrandprodukte für die Größe und Form des Koagulations- und Karbonisationssaumes eine große Rolle. Je mehr es gelingt, die Abbrandprodukte abzusaugen bzw. wegzublasen, desto schmaler wird dieser

Lasermedium für CO₂-Laser

- Helium 82,0 %
Erhöht den Wirkungsgrad auf max. 30 %
- Stickstoff 13,5 %
Energiespeicher
- Kohlendioxid 4,5 %
Photonenemission mit selektiver Wellenlänge

Verschiedene Wirkungszone beim Schneiden von Gewebe

- | | |
|--|--|
| 1. Zone der Verdampfung | 3. Zone der Koagulation (irreversibel) |
| 2. Zone der Karbonisation (irreversibel) | 4. Zone der Hyperämie (reversibel) |
| | 5. Zone des gesunden Gewebes |



Saum sein. Trockene, blutige oder nur feuchte Gewebeerflächen werden unterschiedliche Laserwirkung zeigen. Entscheidend dafür sind der Bestrahlungsabstand, die Leistungsdichte und der Bestrahlungsmodus. Dieser kann eine kontinuierliche Welle, ein Wechselimpuls, ein Superpuls oder Einzelimpuls sein.

Vorteile der CO₂-Wellenlänge

1. Optimale Absorption
 - minimale Absorptionstiefe von 0,1 mm
 - geringe Streuung und Reflexion im Gewebe
 - hohe Absorption im gesamten Gewebe.
2. Vorhersehbarer Effekt auf das gesamte Mundgewebe
 - gleichbleibender Effekt
 - von Pigmentierung nahezu unbeeinflusst.
3. Hohe Effizienz
 - keine aktive Kühlung erforderlich
 - sehr kosteneffektiv
 - kein besonderer Kraftaufwand
 - sehr zeitsparend. n

KONTAKT

Prof. (NY) Dr. med. dent. Rolf Semmler

Lehrbeauftragter der New York Universität
Abteilung Implantologie
Otto-Hahn-Straße 40, 97218 Gerbrunn-Würzburg
Tel.: 0931 709077, Fax: 0931 708865
E-Mail: praxis@drsemmler.de

