

Einsatzmöglichkeiten der Laserchirurgie in der Tiermedizin

Teil 2: Gewebewirkung der Laserstrahlung

K. Weigand, H. Gerhards

Aus der Chirurgischen Tierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Pferdechirurgie (Vorstand: Prof. Dr. H. Gerhards)

Schlüsselwörter: Laser – Gewebeeigenschaften – Wärmeenergie – Koagulation – Photoablation – Applikationsarten

Zusammenfassung: Die Wirkung einer bestimmten Laserstrahlung ist abhängig vom jeweils bestrahlten Gewebe. So werden die unterschiedlichen Wellenlängen der einzelnen Arten von Laser von oft verschiedenen Bestandteilen der Organe absorbiert. Nur im Bereich dieser Absorption kann die elektromagnetische Strahlungsenergie in andere Energieformen umgewandelt werden und somit Gewebeveränderungen erzeugen.

Die hierbei entstehende thermische Energie führt meist nicht nur zu einer Erhitzung des direkt bestrahlten Gewebes, sondern auch zu einer Erwärmung benachbarter Strukturen. Neben Eigenschaften des Gewebes, wie einer schwachen oder guten Durchblutung und des damit verbundenen Wärmeabflusses, bestimmen Laserparameter, wie Expositionsdauer und Strahlungsenergie, diese Gewebeerwärmung. Mit zunehmender Strahlungsenergie geht eine unspezifische Wärmereizung in eine Gewebekoagulation und schließlich in ein Verdampfen von Gewebe über. Durch unterschiedliche Applikationsarten der Laserstrahlung kann die Laserwirkung teilweise erheblich verändert und den verschiedenen medizinisch-anatomischen Verhältnissen angepaßt werden.

Key words: Laser – Property of tissue – Heat energy – Coagulation – Photoablation – Technique of application

Summary: The application of laser assisted surgery in veterinary medicine. Part 2: Effects of laser beams on tissue

The effect of a certain laser beam on tissue is dependent on the different properties of the tissue. The various kinds of laser radiation are absorbed from different components of an organ. Only where absorption takes place there will be a transformation of the energy of radiation to other forms of energy and changes in tissue will occur.

The arising thermal energy not only heats the area exposed to the laser beam but the surrounding tissue. The extent of the heating effect on tissue is due to properties of the tissue, e.g. the degree of blood supply and with it the draining of heat, and the parameters of the laser system, e.g. time of exposition and power of radiation. By increasing power of radiation the effect will be an unspecific heat stimulation, coagulation of tissue up to vaporization of tissue.

By using different ways of transmission the effects produced by laser will change and can be adapted to various medical and anatomical requirements.

Einleitung

Für den gezielten medizinischen Einsatz des Lasers ist ein möglichst genaues Vorherbestimmen der zu erwartenden Wirkung im Gewebe unabdingbar. Denn einerseits ist diese neuartige Energiequelle nicht mit anderen Werkzeugen aus der medizinischen Praxis und unserem Alltag vergleichbar und andererseits ist neben einer oberflächlichen, abtragenden Wirkung eine vermehrt in der Tiefe

bzw. erst im Verlauf der Wundheilung ersichtliche Wirkung zu berücksichtigen.

Betrachtet man die Wirkungen von Laserstrahlen auf biologisches Gewebe, so muß neben den laserbedingten Eigenschaften, wie Energiedichte und Bestrahlungsdauer, auch die jeweilige Eigenart des der Laserstrahlung ausgesetzten Gewebes, wie Absorptionskoeffizient und Durchblutungsgrad, berücksichtigt werden. Die letztendliche Wirkung entsteht aus den Wechselwirkungen der

elektromagnetischen Wellen des Lasers mit den Molekülen des Gewebes (2).

Laserrelevante Eigenschaften von biologischen Geweben

Die wesentlichen Merkmale des Gewebes in bezug auf die Lasereinwirkung können in zwei Gruppen eingeteilt werden, nämlich die optischen und thermischen Eigenschaften.

Zu den **optischen Gewebeeigenschaften** werden die Ereignisse der Remission, Transmission und der Absorption gerechnet (s. Abb. 1).

Obwohl nur ein geringer Anteil der auf ein Gewebe treffenden Laserstrahlung direkt an der Geweboberfläche reflektiert wird, so kann doch die *Remission* in Abhängigkeit von der Wellenlänge 60% der einfallenden Strahlung betragen¹.

Inhomogene Gewebestrukturen führen mit ihren unterschiedlichen Brechungsindizes zu einer Streuung der eindringenden Laserstrahlung. Wellenlängen, die beträchtlich länger sind als der Zelldurchmesser (d. h. Wellenlängen $>10 \mu\text{m}$), sind davon kaum betroffen. Im Falle der Laserstrahlung, die mit ihren derzeit gängigen medizinischen Systemen Wellenlängen zwischen $0,2$ und $10 \mu\text{m}$ umfaßt, wird in Abhängigkeit von der eingestrahnten Wellenlänge ein nicht zu unterschätzender Anteil gestreut. Bei einem Spektralbereich von 590 bis 1500 nm (dieser beinhaltet z. B. die Laseremissionswellenlänge des Neodym-YAG-Laser² von 1064 nm) dominiert die Streuung sogar über die Absorption.

¹ Von praktischer Bedeutung für den operativen Lasereinsatz ist im besonderen Maße die teilweise noch gebündelte Strahlungsreflexion der Laserstrahlung an glatten, glänzenden chirurgischen Instrumenten. Hierbei bleiben Energiedichten erhalten, die zu Schäden insbesondere im Bereich der Augen an umstehenden Personen führen können. Die nötigen Schutzvorkehrungen sind zu treffen, um derartige Reflexionen zu vermeiden bzw. das OP-Personal zu schützen.

² Angaben zu verschiedenen Laserarten werden in Teil 3 der Einsatzmöglichkeiten der Laserchirurgie in der Tiermedizin erfolgen.

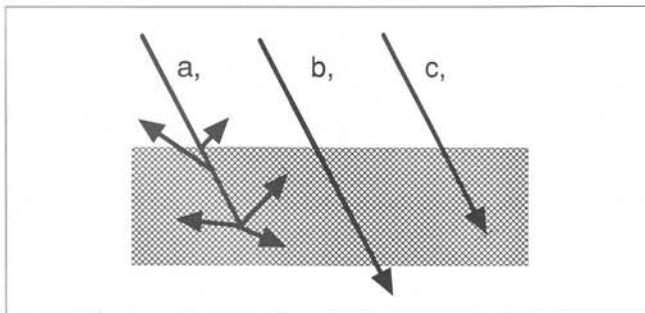


Abb. 1 Gewebebestrahlung. a, *Remission*: Reflexion der Laserstrahlung in den verschiedenen Gewebeschichten und Streuung im Gewebe; b, *Transmission*: Durchstrahlen des Gewebes mit dem Laser und Wirkung auf tieferliegende Strukturen; c, *Absorption*: Aufnahme und Umwandlung der elektromagnetischen Strahlungsenergie.

Eine *Transmission* ergibt sich, wenn die Dicke einer bestrahlten Gewebeschicht die Eindringtiefe der Laserstrahlung (diese beträgt z. B. für den Nd-YAG-Laser bis zu 8 mm) unterschreitet (2, 4, 6)³. Zu beachten ist dieser Effekt v. a. an sehr empfindlichen Organen, wie dem Auge, mit z. T. stark lichtempfindlichen Strukturen (i. e. Retina). Für die medizinische Wirkung der Laserstrahlung ist vor allem die *Absorption* im Gewebe von Bedeutung. Nur die durch Chromophoren absorbierte Energie kann in andere Energieformen überführt werden.

Die Absorption der Laserstrahlen im ultravioletten Spektrum ($1-300 \text{ nm}$) wird vor allem von Proteinen, im sichtbaren Bereich ($300-760 \text{ nm}$) von Hämoglobin, Melanin und anderen organischen Gewebestandteilen und im infraroten Spektrum ($760-10600 \text{ nm}$) vom Wassergehalt des Gewebes bestimmt. Zur Bestimmung des Absorptionsverhaltens eines bestimmten Stoffes wird eine Materialkonstante, der Absorptionskoeffizient, verwendet (2, 12).

Die Strahlung eines Argon-Lasers (488 u. 514 nm) wird somit bevorzugt an Hämoglobin und Melanin gebunden und erzeugt – unterstützt durch eine ausgeprägte Streuung der Strahlung im Gewebe – eine gute Koagulationswirkung⁴. Ein CO_2 -Laser (10600 nm) oder ein Erbium-YAG-Laser (2940 nm) hingegen schneidet aufgrund seiner hohen Absorption in Wasser – und der damit verbundenen schlagartigen Energieumwandlung – hervorragend Gewebe. Eine Zwischenstellung hält der Neodym-YAG-Laser (1064 nm) inne, der sowohl zum Koagulieren als auch zum Gewebeschneiden verwendet werden kann (2, 8, 9, 11).

³ Die Transmission ist nicht zu verwechseln mit einem »Durchschießen« des Gewebes, d. h. dem zu langen Verweilen auf einem Punkt mit aktiviertem Laser, bis die einzelnen Gewebeschichten nacheinander abgetragen wurden und man ungewollt durch das entstandene Fenster im Gewebe tieferliegende Strukturen schädigt.

⁴ Unter Koagulierung versteht man die Denaturierung des Eiweißes und die Gerinnung der Gewebeflüssigkeit. Eine Erwärmung des Gewebes bis hin zur Verkohlung (Karbonisierung) sollte möglichst vermieden werden, da dies eine verzögerte Wundheilung zur Folge hat.

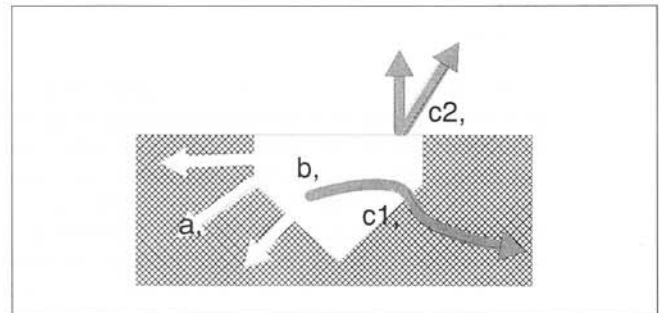


Abb. 2 Gewebeerwärmung. a, *Wärmeleitfähigkeit*: Das erhitzte Areal gibt mit Hilfe der Brown-Molekularbewegung die Wärme an das umgebende Gewebe zum Teil ab; b, *Wärmespeicherung*: Ein Teil der Wärme wird gespeichert, und das Gewebe wird aufgeheizt; c1, *Wärmeabfluß*: Bei gut durchbluteten Organen wird ein großer Anteil der thermischen Energie über die Blutgefäße abgeführt; c2, Die Umgebungsluft führt über Hitzekonvektion und Wasserverdampfung Wärme ab.

Für die medizinische Anwendung ist von Interesse, daß sich die Laserstrahlung mit einer Wellenlänge im sichtbaren Bereich auch in vielen Eigenschaften verhält wie z.B. das Sonnenlicht. So durchstrahlen Laser aus dieser Gruppe die lichtdurchlässigen Strukturen des Auges, wie Kornea, Linse und Glaskörper, um an der lichtempfindlichen Oberfläche der Retina absorbiert zu werden. Lasertypen außerhalb der entsprechenden Wellenlängen durchdringen entweder den gesamten Bulbus oder aber weisen Eindringtiefen unabhängig von den Eigenschaften des Auges als Lichtsinnesorgan auf.

Nach der Absorption wird die elektromagnetische Energie des Laserstrahls in thermische Energie umgewandelt. Die hierbei entstehende Wärme führt zu einem lokalen Temperaturanstieg. Insgesamt sind es drei Faktoren, welche die **thermischen Verhältnisse im Gewebe** während einer Bestrahlung bestimmen (s. Abb. 2):

- Wärmeleitfähigkeit
- Wärmespeicherung
- Wärmeabfluß

Wärmeleitfähigkeit eines Gewebes gibt den Wärmefluß entlang eines Temperaturgradienten, d.h. von wärmeren zu kälteren Regionen, wieder. Die spezifische Eigenart eines Gewebes in Hinblick auf die thermische Leitfähigkeit ergibt die Wärmeleitzahl (meist in Watt angegeben). Je höher dieser Wert für einen Stoff ist, um so besser leitet er Wärme (Kupfer besitzt die Wärmeleitzahl 418 Watt, wasserhaltiges Gewebe 0,5 Watt und Fettgewebe 0,3 Watt).

Molekularphysiologisch erklärt man dieses Phänomen folgendermaßen: Die Umwandlung der elektromagnetischen in thermische Energie führt zu einer Beschleunigung der Brown-Molekularbewegung. Die aus den wärmeren Bereichen kommenden, schnelleren Moleküle geben bei Zusammenstößen einen Teil ihrer Wärme als kinetische Energie an die langsameren Moleküle im kälteren Gewebereich ab. Somit stellt sich schließlich ein kinetisches und damit auch thermisches Gleichgewicht ein. Zum Phasenwechsel (Umwandlung von Flüssigkeit oder festen Körpern in den gasförmigen Zustand) kommt es, wenn die Wärmebewegung so groß ist, daß die gegenseitigen Anziehungskräfte der Atome nicht mehr ausreichen, um diese zusammenzuhalten. Alle Atome bewegen sich mit großer Geschwindigkeit frei nach allen Seiten und bilden einen gasförmigen Aggregatzustand.

Die maximal mögliche Temperaturerhöhung eines Gewebes wird bei vorgegebener Strahlungsintensität vor allem durch die Wärmeleitung limitiert. So wirkt sich die Erwärmung im Fokusbereich der Strahlung aber z. T. auch erheblich auf benachbartes Gewebe aus. Ein Effekt, der sicherlich beabsichtigt sein kann, z.B. beim Abtragen tumorösen Gewebes, da die Zellen im Randbereich ebenfalls devitalisiert und kleinere Gefäße verschlossen werden können.

Die Fähigkeit eines Gewebes zur **Wärmespeicherung** wird durch eine Materialkonstante, die »spezifische Wärme«, charakterisiert. Das ist die Menge an gespeicherter Wärme pro Grad Temperaturanstieg und pro Masseneinheit. Für Wasser beträgt die spezifische Wärme 4,18 kJ und für Fett etwa 3 kJ.

Ein weiterer Faktor zur Limitierung der lokalen Erhitzung ist der **Wärmeabfluß** vor allem durch den Bluttransport, aber auch durch oberflächliche Wasserverdampfung und Hitze konvektion. Der Abtransport thermischer Energie im

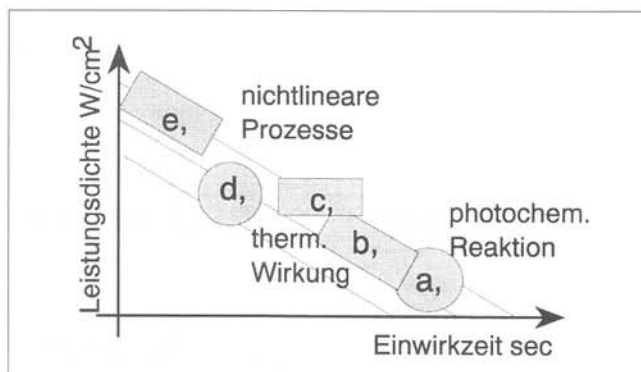


Abb. 3 **Laserwirkungen.** In Abhängigkeit von der Leistungsdichte (Strahlungsenergie pro bestrahlte Fläche) und der Einwirkzeit der Strahlung, die zusammen die Energiedichte ergeben, entsteht im bestrahlten Gewebe ein photochemischer, thermischer bzw. nichtlinearer Effekt. a, Biostimulation und photodynamische Therapie durch Soft-Laser; b, Koagulation; c, Vaporisation; d, Photoablation; e, Photodisruption (optischer Durchbruch) (Abb. nach Berlin 1989).

Blut ist an die spezifische Wärmekapazität der Blutbestandteile gekoppelt und abhängig von der Durchblutungsrate des jeweiligen Gewebes. So wird ein schwach durchblutetes Organ wie Fettgewebe sehr viel schneller durch thermische Einwirkung geschädigt als ein gut durchblutetes Organ wie die Schilddrüse (2, 12).

Wirkungen von Laserstrahlen auf biologisches Gewebe

Bei den Interaktionen zwischen Laser und Gewebe kommt dem Fluß der Photonen – als den Trägern der Energie – eine herausragende Bedeutung zu. Die Wechselwirkungen der Photonen des Laserstrahls mit den Molekülen des Gewebes werden wie folgt unterteilt (s. Abb. 3):

- photochemische Wirkung: bei niedrigen Leistungsdichten und langen Expositionszeiten
- thermische Wirkung: bei höheren Leistungsdichten und kürzeren Expositionszeiten
- nichtlineare Wirkung: bei sehr hohen Leistungsdichten und ultrakurzen Expositionszeiten

Unterhalb einer mittleren Laserleistung von 500 mWatt/cm² kommt es zu der **photochemischen Gewebewirkung**. Hierbei wird die absorbierte Energie in biochemische (Freisetzung von Histamin, Serotonin und Bradykinin; ATP-Synthese; Fibrinolyse) und bioelektrische (verminderte Penetration der Na⁺-Ionen durch die Zellmembran) Effekte umgesetzt. Ambronn et al. (1) erklären die Biostimulation infolge des Lasereinsatzes mit einer Absorption der Energie im Flavinmononukleotid und einer damit verbundenen Aktivitätssteigerung der Mitochondrien. Danhof (3) führt die bioenergetischen Lasereffekte auf die These von Inyuschin zurück, daß Krankheit eine Deformation der Energieverteilung des Organismus sei und durch Membranstabilisierung und Zufuhr von geeigneter Energie behoben werden kann. Anwendung finden hierbei sogenannte »Soft-Laser«, deren Wirkungen je-

doch oft sehr kontrovers eingeschätzt werden und deren Wirkungsmechanismen nur unvollständig geklärt sind. Das Verdampfen bzw. Schneiden und das Koagulieren von Gewebe werden zu den **thermischen Vorgängen** gerechnet. Hierbei kommen Leistungsdichten von 1 bis zu 10^6 Watt/cm² und Expositionszeiten von Millisekunden bis zu mehreren Sekunden zur Anwendung. Durch Absorption und Energieumwandlung entsteht aus der Laserstrahlung Wärme, welche entlang von Temperaturgradienten sowohl in die Tiefe als auch in die Breite abgeführt wird. So haben die optischen und thermischen Eigenschaften des jeweiligen Gewebes eine große Bedeutung beim Erzeugen einer bestimmten Gewebetemperatur mit Hilfe einer bestimmten Laserstrahlung. Es ist nicht sinnvoll, nur lokal im Strahlungsfokus den Aspekt der Gewebeschädigung zu berücksichtigen, vielmehr gilt es, Zonen abnehmender Wärmebeeinflussung zu beachten. Als Grundwert kann gelten, daß bis etwa 45° C keine irreversiblen Gewebeschäden zu erwarten sind, bei 60° C die Koagulation und bei 300° C das *Verdampfen* einsetzt. Allerdings ist auch die Zeitdauer der Wärmeeinwirkung von großem Einfluß. So führt eine Erhitzung auf 70° C über eine Sekunde zur selben Gewebeerstörung wie eine zehn Sekunden dauernde Erhitzung auf 58° C. Während der Laserbestrahlung ändern sich die Gewebeeigenschaften. So ist zu berücksichtigen, daß die Karbonisierung – aufgrund der veränderten Absorption der Wellenlängen in der schwarzen Pigmentschicht – meist zu einer erhöhten Strahlungsabsorption führt und dadurch schnell hohe Temperaturen erreicht werden. Das gleiche gilt beim Austrocknen, da die Wärmeleitung stark vermindert ist⁵. In Abhängigkeit von den Laserparametern ist es möglich, die ganze Palette thermischer Schädigung mit abnehmender Intensität in die Tiefe und Breite des Gewebes zu betrachten (s. Abb. 4). Wird am Ort

- 5 Die übliche Desinfektion von Operationsgebiet und möglicherweise auch von Instrumenten mit Alkohol kann im Falle der Laserchirurgie nicht nur zu einer vermehrten Absorption, sondern vor allem zu einer Entflammung führen. Wenn möglich ist die Verwendung von Wasserstoffperoxid zu bevorzugen bzw. das Verdampfen des alkoholhaltigen Desinfektionsmittels vor dem Lasereinsatz abzuwarten.

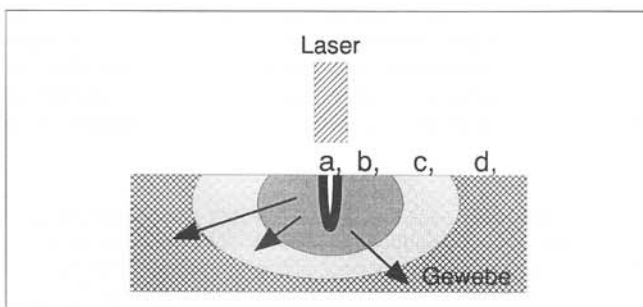


Abb. 4 *Wärmewirkung im Gewebe*. Während der Laserbestrahlung verändern sich die Eigenschaften des Gewebes nicht nur im direkt fokussierten Bereich. Alle möglichen thermischen Effekte treten mit abnehmender Temperatur in der Tiefe und Breite des Gewebes auf. a, Verdampfung des Gewebes im Laserstrahl mit Karbonisierung des Randbereiches; b, Gewebekoagulation mit Verödung kleinerer Blutgefäße; c, geringgradiger Wärmereiz; d, thermisch unbelastetes Gewebe.

maximaler Wärmeeinwirkung eine Temperatur von 300° C überschritten, so verdampft das Gewebe, d.h. das Gewebe wird durch die schlagartige Umwandlung von intra- und extrazellulärer Flüssigkeit in Dampf mitverdampft (*Evaporisation*). Das Evaporisat besteht aus Wasserdampf, Kohlenstoff und Partikeln wie Zelltrümmer und Zellkonglomerate. Darauf folgt eine Zone mit über 150° C und einer Gewebeskarbonisierung, in der nächsten Schicht kommt es bei über 60° C zu einer Gewebekoagulation, und randwärts erwärmt sich das Gewebe nur noch leicht, ohne geschädigt zu werden (2, 5, 7).

Im Falle der *Koagulation* wird Gewebe nicht primär durch den Laserstrahl entfernt, wie es der Fall bei den nichtlinearen Prozessen sein wird, sondern vielmehr beseitigt der Körper selbst das nekrotische Gewebe. So ist es mit dem Laser möglich, Gewebe durch direkte Ablation oder »biological digestion« zu entfernen. Doch ist die Absicht der Koagulierung nicht immer eine Devitalisierung. Durch die Reizung und die resultierende Entzündungsreaktion können eng anliegende Gewebeschichten miteinander – zumindest punktuell – verschmolzen oder kleinere Blutgefäße abgedichtet werden.

Zu den **nichtlinearen Prozessen** gehören die Photoablation (Photodekomposition) und der Prozeß des optischen Durchbruches (Photodisruption). Die *Photoablation* findet bei Energiedichten zwischen 0,1 und 10 J/cm² und Laserpulszeiten im Nano- und Mikrosekunden-Bereich statt und zeichnet sich durch eine präzise Abtragung von Material bei sehr geringer thermischer Schädigung des umliegenden Gewebes aus.

Bei geringer Energiedichte der Laserstrahlung kommt es nur zu einer Gewebeerwärmung, mit steigender Energie steigt auch die Temperatur im Gewebe, das Gewebe verdampft, und ab einer gewebespezifischen Schwellenenergie (Ablationsschwelle) wird das bestrahlte Gewebe explosionsartig abgesprengt (s. Abb. 5). Diese Gewebeexplosion wird *Ablation* genannt.

Grundsätzlich ist zu bemerken, daß es zwischen der *Evaporisation*, der *Photoablation* und der *Photodisruption* keine prinzipiellen Unterschiede in dem Wirkungsmechanismus gibt und die Grenzen zueinander nicht immer klar abgegrenzt sind.

Der Effekt der Photoablation entsteht erst nach dem Überschreiten eines gewebespezifischen Schwellenwertes durch die Energie eines Laserpulses. Die hierbei benötigte kritische Energie ist proportional zu der mechanischen Beanspruchbarkeit eines Gewebes. Obwohl das wesentliche Wirkungsschema der Gewebeablation eine thermische Explosion des bestrahlten Gewebes ist, ergibt sich im Normalfall kaum eine thermische Belastung der Umgebung, da das durch die Photoablation herausgeschleuderte Material fast die gesamte Energie mitnimmt und es auch aufgrund der kurzen Expositionsdauer nur zu einer minimalen Wärmeausbreitung in das umgebende Gewebe kommt.

Bei Energiedichten um 10^{11} W/cm² und Pulsdauern im Nano- und Pikosekunden-Bereich kommt es zu einem weiteren nichtlinearen Prozeß, dem *optischen Durchbruch*. Die elektrische Feldstärke der Laserstrahlung beträgt hierbei etwa 10^9 V/m, was zur Ionisierung der Materie und einem lawinenartigen Anstieg freier Elektronen führt. Aufgrund dieser schlagartigen Expansion bildet sich eine akustisch hörbare Schockwelle und gleichzeitig eine starke mechanische Kraft (2, 7).

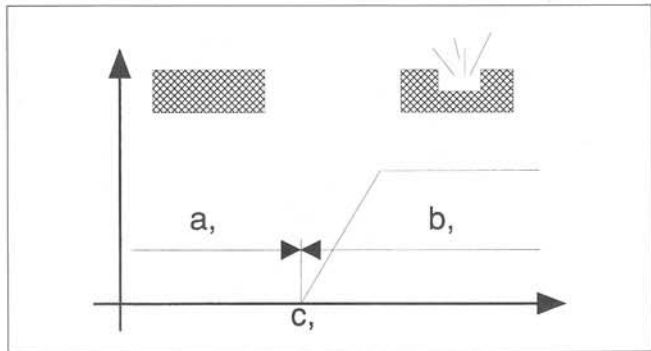


Abb. 5 *Schema der Ablation.* a, Unterhalb einer bestimmten Energieschwelle kommt es zu keiner Gewebeablation, sondern nur zu photochemisch-thermischen Reaktionen und einer Anstauung von Energie; b, oberhalb eines kritischen Energiewertes wird Gewebe athermisch ablatiert, da die absorbierte Energie zusammen mit dem Gewebe entfernt wird; c, kritische Energieschwelle der Photoablation.

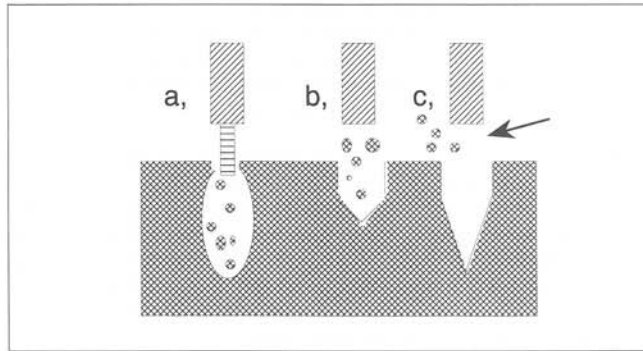


Abb. 6 *Laserapplikation.* a, Lasern im Kontakt mit dem Gewebe; b, Lasern ohne Gewebekontakt; c, Lasern ohne Gewebekontakt und mit Wegspülung der Debris; die Abtragungsleistung wird verstärkt, da die Strahlung ungehindert auf das Gewebe trifft.

Die Bedeutung verschiedener Applikationstechniken

Zur Erzeugung bestimmter Gewebeeffekte, wie z. B. einer blutungsarmen Gewebearbeitung, kann es nötig sein, die Applikation der Strahlungsenergie den jeweiligen Bedürfnissen anzupassen. Einige Laserarten lassen dies oft nur in einem ganz eingeschränkten Maße zu. So lässt sich die Strahlung des CO_2 -Lasers aufgrund Eigenschaften seiner Wellenlänge bisher fast nur über *Spiegelanordnungen* leiten. Hieraus resultiert ein relativ starres Übertragungssystem mit einer gegenüber Verschmutzung anfälligen Optik⁶. Die Lichtleitung über *Quarzfasern* ermöglicht in Fällen wie dem Nd-YAG-Laser eine Anwendung dieser Laserstrahlung sowohl über eine fokussierende Optik als auch im direkten Gewebekontakt. Ferner kann durch Verwendung dieser Quarzfasern der Lasereinsatz über den Arbeitskanal von Endoskopen in Hohlräumen im Körper oder bei schwer zugänglichen Körperteilen realisiert werden.

Generell gilt, daß eine möglichst gewebeschonende und *athermische Arbeitstechnik* anzustreben ist. Die ist jedoch meist nur mit Einschränkungen möglich. Selbst der CO_2 -Laser, der immer wieder gerne als »athermisches Lichtskalpell« (10) bezeichnet wird, arbeitet letztendlich mit einer schlagartigen Erhitzung des Gewebes. Allein durch die hervorragende Absorption der emittierten Wellenlänge im Wasser kommt es zu einer so plötzlichen Ver-

dampfung des bestrahlten Areal, daß sich die Umgebung nur geringfügig erwärmt. Unterstützt wird diese gewebeschonende Schneidetechnik, wenn das Evaporisat durch einen ständigen Luftstrom weggeblasen bzw. abgesaugt⁷ wird. Die erwärmten Zelltrümmer werden so entfernt und der Laserstrahl kann weiterhin ungehindert auf die Oberfläche einwirken, ohne daß es zu Einbußen in der Wirksamkeit kommt (s. Abb. 6). Durch eine Kühlung des Gewebes mit Hilfe eines Wasserstromes oder einer dünnen Schicht eines blasenfreien Eises läßt sich die thermische Wirkung ebenfalls verringern (2, 14).

Bei kurzer Expositionsdauer wird eine *Wärmeakkumulation* verhindert. So dauert bei Lasern, die für das Abtragen von feinen Strukturen in empfindlichen Organen eingesetzt werden, die Impulsdauer oft nur wenige Nanosekunden. Bei dem Nd-YAG-Laser kann die Impulsdauer stark verkürzt werden – ein sogenannter Q-switch Nd-YAG-Laser – und der Laser somit zur Behandlung der Nachstarmembran im Auge eingesetzt werden.

Für den CO_2 -Laser ist ferner eine spezielle Optik, die einen rotierenden Spiegel enthält, entwickelt worden. So ist zum einen ein flächenhaftes Abtragen von Gewebe möglich, und ferner wird die Bildung einer Karbonisationschicht – als Merkmal des verbleibenden, verkohlten Gewebes – weitgehend verhindert (2, 13).

Beim *Kontaktarbeiten* des Laserleiters mit dem Gewebe bildet sich eine Art geschlossene Kammer, welche die Wärme staut und thermische Schäden begünstigen kann⁸. Diese Erwärmung mit sich daraus ergebender Koagulation kann jedoch auch erwünscht sein, z. B. wenn ein besonders blutungsarmes Schneiden des Gewebes verlangt wird. Während das bestrahlte Areal verdampft, soll die Schnittlinie noch ausreichend koaguliert werden.

⁶ Die Verschmutzung der Optik durch Evaporisat oder Blutflecken würde zu einer Absorption der Strahlung bereits auf der Optik führen. Das Glas oder der Spiegel würde verrußen und dieser Effekt sich weiter verstärken, bis eine Schädigung der Optik eintritt. Hieraus resultiert zum einen eine Erhitzung der strahlungsführenden Systeme mit weiterer Schädigung des Lasers und ferner eine deutlich veränderte Strahlungscharakteristik (transversales Moden) mit ungenügender Gewebewirkung.

⁷ Das Absaugen der beim gewebeverdampfenden Laser aufgewirbelten Zelltrümmer hat zudem den Vorteil, daß mögliche infektiöse Bestandteile des Evaporisates abgefiltert werden können (2).

⁸ Durch die direkte Energieapplikation beim Kontaktarbeiten wird es aber auch möglich, z. B. mit dem Nd-YAG-Laser Gewebe zu schneiden (bei relativ geringer Leistung; ca. 20 Watt) anstatt über eine Optik in erster Linie das Gewebe zu koagulieren (bei z. T. beträchtlich höheren Leistungen; ca. 60 Watt). Zudem gestattet das Kontaktarbeiten eine oftmals präzisere Applikation der Laserstrahlung.

Im optimalen Fall wäre es hierbei natürlich auch möglich, einen koagulierenden Laser, wie den Nd-YAG-Laser, neben einem schneidenden, wie dem CO₂-Laser, zu benutzen. Jedoch kann auch der CO₂-Laser – um bei diesem Beispiel zu bleiben – zum Koagulieren verwendet werden. Denn bestrahlt man ein Gewebe außerhalb des Fokusses der verwendeten Optik, so verringert sich die Leistungsdichte (Watt/Fläche) aufgrund der Auskoppeldivergenz des Lichtleiters beträchtlich. Die verringerte absorbierte Energie führt nicht mehr zu einer Evaporisation, sondern nur zu einer Koagulation des Gewebes.

LITERATUR

1. Ambronn G, Muxeneder R, Warnke U. Laser- und Magnetfeldtherapie in der Tiermedizin/Grundlagen und Anwendungen. Jena, Stuttgart: Fischer 1995.
2. Berlien HP, Müller GJ, Hrsg. Angewandte Lasermedizin/Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Landsberg, München: ecomed 1989.
3. Danhof G. Lasertherapie in der Allgemeinmedizin. Schorn-dorf: WBV Biologisch-Medizinische Verlagsgesellschaft 1991.
4. Jacques SL, Prahl SA. Modeling optical and thermal distributions in tissue during laser irradiation. *Lasers Surg Med* 1987; 6: 494-503.

5. Keller U. Die ablativ Wirkung des Erbium:YAG Lasers an oralen Hart- und Weichgeweben. Habil-Schr., Fakultät für Klinische Medizin der Universität Ulm 1989.
6. Kubelka P. New contributions to the optics of intensely light scattering materials/Part 1. *J Optic Soc Am* 1948; 38: 448-57 (zit. nach 2).
7. Müller GJ, Müller-Stolzenburg N. Biologische Wirkung der Laserstrahlung/Potentielle Risiken für Haut und Augen. *Biotronic* 1989; 1: 55-60.
8. Palmer SE. Standing laser surgery of the head and neck. *Vet Clin North Am Equine Pract* 1991; 7: 549-69.
9. Palmer SE. Surgery with lasers. 33rd Annual Congress of BEVA; Dublin 1994.
10. Polangi TG. Laser physics. *Otolaryngol Clin North Am* 1983; 16: 753-74.
11. Svaasand LO, Boerslid T, Oeveraasen M. Thermal and optical properties of living tissue. *Lasers Surg Med* 1985; 5: 589-602.
12. Trautwein A, Kreibitz U, Oberhausen E. Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten. Berlin, New York: de Gruyter 1986.
13. Sharplan. Swiftlase™ Flashscan. Leaflet Cat No Pb 2344100; 1993.
14. Weigand K. Minimal-invasive Laserchirurgie am Beispiel des Kleinhirnbrückenwinkels. Diss Med Vet, München 1993.

Prof. Dr. H. Gerhards
Lehrstuhl für Pferdechirurgie
der Ludwig-Maximilians-Universität
Veterinärstraße 13
D-80539 München

Buchbesprechung

Dictionary for Veterinary Science and Biosciences, German-English/English-German

Wörterbuch für Veterinärmedizin und Biowissenschaften
Deutsch-Englisch, Englisch-Deutsch

R. Mack, 321 S., Berlin: Parey Scientific Publishers, 1988

Das vorliegende recht umfangreiche Wörterbuch hat, nach der »Einführung« zu urteilen, das Ziel, allgemeine Wörterbücher mit technischen Begriffen aus Anatomie, Mikrobiologie, Physiologie, Parasitologie, Pharmakologie, Toxikologie und Zootechnik zu ergänzen. Dabei sollte die Veterinärmedizin besonders berücksichtigt werden. Der Umfang des Wörterbuches erweckt den Eindruck ausreichender Vollständigkeit. Wenn man jedoch klinische Begriffe sucht, wird man allzu häufig enttäuscht. So werden beispielsweise im deutschen Teil lediglich sieben Begriffe mit Wortbeginn »Poly-« angegeben. (Zum Vergleich: Das alte »Wörterbuch der Veterinärmedizin« von Wiesner und Ribbeck gibt mehrere Dutzend an, der Pschyrembel annähernd 100.) Gängige Begriffe wie Poly-

globulie, Polydipsie, Polyurie, Polyphagie, Polychromasie fehlen. Etwas besser bestellt ist es mit zusammengesetzten Begriffen mit »Hyper-« und »Hypo-«, aber auch hier fehlen etwa so geläufige Begriffe wie Hyperthyreose oder Hypothyreose. Begriffe wie felin oder equin kommen jeweils zweimal vor, kanin und bovin fehlen ganz. So sucht man vergeblich so wichtige Begriffe wie Virus des felinen Immundefizienzsyndroms (FIV), Virus der felinen Leukämie (FeLV) oder equine infektiöse Anämie (EIA). Im englischen Teil sind ähnliche Mängel festzustellen. Gewöhnungsbedürftig ist die Reihenfolge der Sprachen, in gängigen Wörterbüchern Englisch-Deutsch, Deutsch-Englisch; im vorliegenden Falle ist es umgekehrt. Ein besonderer Mangel besteht in dem Verzicht auf die Phonetik. In einer Zeit, in der deutschsprachige Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler und Studierende zunehmend Tätigkeiten im Ausland wahrnehmen, ist die Darstellung der Phonetik in einem Wörterbuch unbedingt zu fordern, ihr Fehlen als gravierender Mangel anzusehen.

W. Kraft, München