

# Entflammungs- und Brandverhalten von biologischem Gewebe bei In-vitro-Bestrahlung mit dem CO<sub>2</sub>-Laser

Bei Eingriffen an den Atemwegen wird häufig ein CO<sub>2</sub>-LASER (Akronym für „light amplification by stimulated emission of radiation“) eingesetzt. Vorteile für den Operateur liegen dabei in der exakteren Schnittführung, der geringeren Blutungstendenz in situ und der verminderten mechanischen Belastung, Ödembildung und Vernarbung des betroffenen Gewebes [2, 5, 11, 15]. Ein gewichtiger Nachteil ist jedoch die Gefahr einer Entflammung oder eines Brandes in den Atemwegen und der Lunge des Patienten [3, 12]. Der Laserstrahl kann entweder von außen eingebrachtes Material, wie Tuben, Katheter, Tupfer usw., in Brand setzen oder brennbares körpereigenes Material, wie eingetrocknetes Blut und Gewebepartikel. Laut älterer Literatur ist mit einer Häufigkeit von 0,4–1,5% von Brandzwischenfällen mit Laseranwendung bei Atemwegeingriffen zu rechnen [7]. Um einen Brand auszulösen, braucht es grundsätzlich drei Komponenten:

1. Brennstoff,
2. Oxidationsmittel und
3. Aktivierungsenergie [6].

Während das Fremdmaterial vom Operateur und Anästhesisten unter Berücksichtigung der Brandgefahr ausgewählt werden kann, gilt dies nicht für die Zusammensetzung des involvierten körpereigenen

Gewebes. Vereinzelt anekdotische (nichtpublizierte) Mitteilungen über Entflammungen unter Hochfrequenz-Jetventilation bei Verwendung nichtbrennbarer Katheter aus Teflon<sup>®</sup> haben den Verdacht erhärtet, dass auch körpereigenes Gewebe unter bestimmten Umständen entzündet werden kann. Unter Jetventilation werden Gewebepartikel in einer sauerstoffhaltigen Atmosphäre aufgewirbelt, sodass sich ein entflammbares, möglicherweise sogar explosives Aerosol („Lasersmog“) bilden kann. Der Strahl des CO<sub>2</sub>-Lasers verdampft das Wasser im bestrahlten Gewebe, das dadurch komplett austrocknet. Der austretende Dampf versprüht feine fett- und eiweißhaltige Partikel in die unmittelbare Umgebung, die weitgehend aus dem nunmehr dehydrierten Zellmaterial des getroffenen Gewebes bestehen. Darunter sind kohlenstoffhaltige organische Verbindungen, die in Gegenwart von Sauerstoff und genügender Aktivierungsenergie brennbar sind [9, 10, 17].

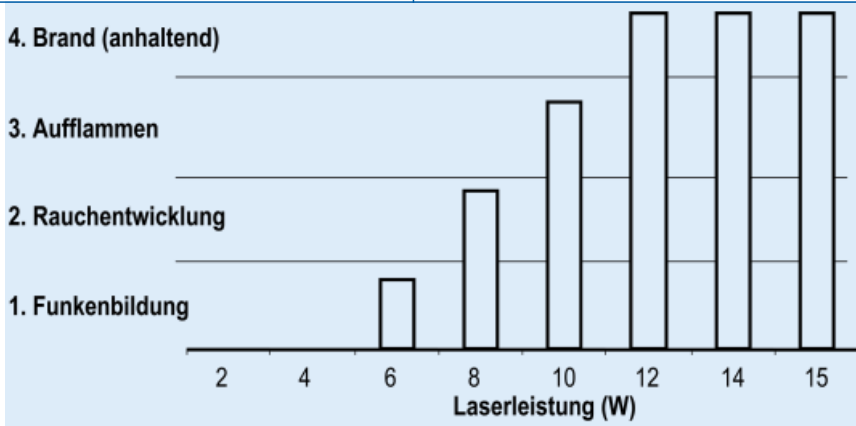
Um die Gefahr eines Atemwegsbrandes und das Entflammungsverhalten eines brennstoffreichen Lasersmogs zu untersuchen, haben wir eine In-vitro-Untersuchungsreihe durchgeführt, bei der wir organisches Gewebe unter Sauerstoffzufuhr über einen Jetventilationskatheter mit einem Laserstrahl bestrahlt haben. Dabei wurden Bedingungen simu-

liert, wie sie auch in der klinischen Anwendung dieser Operations- und Beatmungstechnik vorkommen können bzw. darüber hinaus gehen.

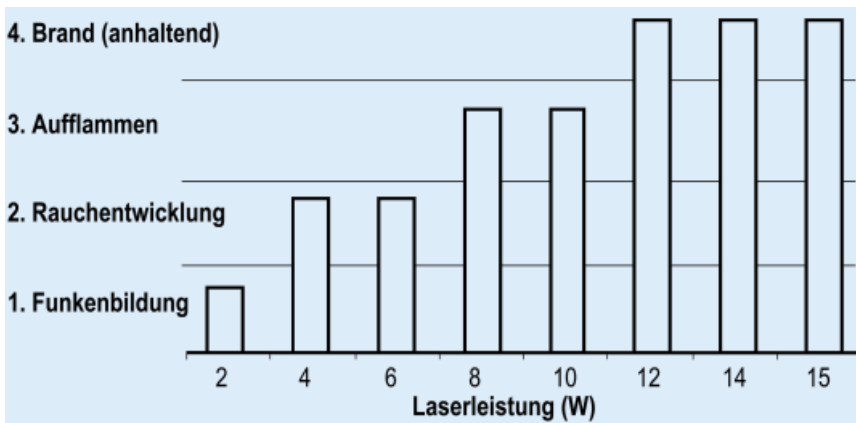
## Methodik

In Anlehnung an die Europäische Norm ISO-11990 wurde eine Stahlkammer konstruiert, um die Gaszusammensetzung im Hypopharynx und deren dynamische Veränderungen unter Jetbeatmung möglichst realitätsnah simulieren zu können. Die Kammer besteht aus einem Stahlzylinder mit einem Innendurchmesser von 10 cm und einer Länge von 15 cm. Die Wandstärke beträgt überall 3 mm. Das distale Ende des Zylinders ist mit einer Stahlplatte abgeschlossen, deren überstehende Ecken als Stützen gegen seitliches Wegrollen dienen. In die Oberseite der proximalen Kante ist eine Aussparung geschnitten, um den Laserstrahl in einem steilen Winkel in die Kammer einbringen zu können. Das Volumen des Zylinderinhalts ( $\pi \times r^2 \times h$ ) ergibt 1177 cm<sup>3</sup>. Dieses ist zwar erheblich mehr als ein mit dem Kleinsasserspatel instrumentierter Hypopharynx (ca. 500–600 cm<sup>3</sup>), reduziert sich aber auf ein natürliches Maß, nach-

Diese Arbeit stellt die Ergebnisse der Dissertation von O. Juri dar.



**Abb. 1** ▲ Art der Entzündungs- bzw. Brandphänomene bei Muskelgewebe in Abhängigkeit von der Laserleistung. Rahmenbedingungen: 75°-Auftrittswinkel auf Gewebe, Gasfluss durch den Jetkatheter 20 l/min, Sauerstoffkonzentration 100%, Bestrahlungsdauer 30 s



**Abb. 2** ▲ Art der Entzündungs- bzw. Brandphänomene bei Fettgewebe in Abhängigkeit von der Laserleistung. Rahmenbedingungen: 75°-Auftrittswinkel auf Gewebe, Gasfluss durch den Jetkatheter 20 l/min, Sauerstoffkonzentration 100%, Bestrahlungsdauer 30 s

dem genügend große Gewebeprobe in die Stahlkammer eingeführt worden sind. Bei Letzteren handelt es sich um 2,5 cm dicke Scheiben rohen Schweinefleisches, die explizit für diese Versuchsreihe ausgewählt wurden, weil sie Muskel-, Fett-, Knochen- und Knorpelbestandteile beinhalten und damit bezüglich der Beschaffenheit eine große Ähnlichkeit mit dem Gewebe im Operationsgebiet aufweisen. Ein LaserJet®-Katheter wurde an die Jetleitung eines Monsoon®-Jetventilators (Acutronic Medical Systems, Baar, Schweiz) angeschlossen. Das distale Ende des Jetkatheters wurde 10 cm tief in die Stahlkammer in einer Entfernung von 10 mm über dem Gewebe gelegt. Der Laserstrahl wurde mit einem „ESC/Sharplan 40C CO<sub>2</sub>-Laser“ (Lumenis GmbH, D-64807 Dieburg) erzeugt, der im klinischen Einsatz für mikrolaryngoskopische Eingriffe steht. Der Laserstrahl wurde im „Super-

puls-Modus“ (Impulsrate 250 Hz) abgegeben und mit einem Auftreffwinkel von 75° auf das Gewebe gerichtet.

Zu Beginn wurde festgestellt, welche Entzündungs- und Brandphänomene zu erwarten waren, wenn ein genügend intensiver Laserstrahl mit einer Leistung von 10 W ohne Zeitlimite auf verschiedene Stellen des biologischen Gewebes appliziert wird. Um den Einfluss von Applikationsdauer und Laserintensität zu bestimmen, wurden anschließend 2 Versuchsreihen mit steigender Laserleistung von 2–15 W (in 2-W-Schritten bis 14 W) durchgeführt. Dies geschah jeweils einmal mit Bestrahlung von Muskelgewebe und einmal mit Fettgewebe. Durch den Jetkatheter wurde ein Sauerstofffluss von 20 l/min in einem Abstand von 10 mm vor die Auftreffzone des Laserstrahls geleitet.

In einer weiteren Versuchsreihe wurde die Zeitdauer visuell mit Stoppuhr er-

mittelt, die bei Flutung der Versuchskammer mit 20 l Sauerstoff/min erforderlich ist, bis eine Entflammung ausgelöst werden kann. Dabei wurde die Laserleistung von 2–15 W (in 2-W-Schritten bis 14 W) gesteigert. Dieser Versuch wurde jeweils 3-mal für Muskel- und Fettgewebe durchgeführt. Die maximale Bestrahlungsdauer betrug 30 s.

Um die Rolle der Sauerstoffkonzentration bei der Entstehung des Gewebebrandes zu ermitteln, und insbesondere um einen Schwellenwert zu finden, unter dem Entflammungen nicht vorkommen, wurde eine weitere Serie von jeweils 3 Versuchsdurchgängen angesetzt, bei denen das leichter entflammbare Fettgewebe unter Flutung der Versuchskammer mit 20 l/min Jetgas mit einer Laserleistung von 10 W bestrahlt wurde. Beginnend mit 21% wurde der Sauerstoffanteil im Jetgas in 5%-Schritten erhöht. Bestimmt wurden die Zeit bis zum ersten Aufflammen sowie die Anzahl Entflammungen/min unter einem Dauerstrahl im „Superpuls-Modus“.

## Ergebnisse

Zu Beginn der Untersuchungsreihe wurde festgestellt, welche Entzündungs- und Brandphänomene zu erwarten waren, wenn ein genügend intensiver Laserstrahl mit einer Leistung von 10 W ohne Zeitlimite direkt auf das Gewebe gehalten wird. Die an verschiedenen Stellen wiederholten Applikationen ergaben folgende vier verschiedene Phänomene, die stets in dieser Reihenfolge auftraten:

1. Funkenbildung,
2. Rauchentwicklung,
3. kurzzeitiges Aufflammen und
4. anhaltender Brand.

Zunächst sollte festgestellt werden, inwieweit die oben beschriebenen Entzündungs- und Brandphänomene von der Laserleistung abhängig sind, und ob es dabei einen Unterschied zwischen Muskel- und Fettgewebe gibt. Im ersten Durchgang wurde Muskelgewebe für 30 s mit steigender Laserintensität von 2–15 W bestrahlt (■ **Abb. 1**). Mit 2 und 4 W waren keinerlei Entzündungs- und Brandphänomene auslösbar. Funkenbildung trat ab 6 W, Rauchentwicklung ab 8 W, einzelnes kurzes Aufflammen ab

Anaesthesist 2006 · 55:541–546 DOI 10.1007/s00101-006-0974-y  
© Springer Medizin Verlag 2006

O. Juri · D. Frochoux · G. P. Rajan · P. Biro

### Entflammungs- und Brandverhalten von biologischem Gewebe bei In-vitro-Bestrahlung mit dem CO<sub>2</sub>-Laser

#### Zusammenfassung

**Fragestellung.** Bei mikrolaryngoskopischen Eingriffen an den Atemwegen unter Anwendung von chirurgischen Laserstrahlen besteht eine Gefahr für Entflammungs- und Brandzwischenfälle. Selbst unter Weglassung von brennbaren Materialien liegt ein Restrisiko durch körpereigenes Gewebe vor, das unter der Einwirkung des Laserstrahls als partikelhaltiges Aerosol („Lasersmog“) im Operationsgebiet entsteht. Diese Untersuchung bezweckt die möglichst realitätsnahe Simulation dieses Phänomens und die Feststellung der Rahmenbedingungen, in denen eine Entflammungsgefahr vorliegt.

**Methodik.** Zur Simulation des Operationsgebietes wurde in Anlehnung an die europäische Norm ISO-11990 eine zylinderförmige einseitig verschlossene Stahlkammer konstruiert, in die geeignete Schweinefleischstücke als Zielobjekt für die Laserbestrahlung eingeführt wurden. Mit einem Jetventilator

wurde Beatmungsgas mit variabler Sauerstoffkonzentration in die Kammer eingelassen. Das Zielobjekt wurde mit Laserstrahlen unterschiedlicher Intensität und Zeitdauer im „Superpuls-Modus“ (Impulsrate 250 Hz) und mit einem Auftreffwinkel von 75° bestrahlt. Die Laserleistung wurde von 2–15 W variiert, und Art, Dauer, Intensität sowie Häufigkeit von Entflammungs- und Brandphänomenen wurden dokumentiert.

**Ergebnisse.** Es traten Brandphänomene, beginnend mit Funkenbildung bis zu anhaltendem Brand, auf. Die Intensität dieser Brandphänomene war bei fetthaltigem Gewebe höher als bei Muskulatur. Diese nahm auch bei Steigerung der Laserleistung und der Bestrahlungsdauer zu. Als wichtigster Faktor wurde die Sauerstoffkonzentration identifiziert: Der niedrigste Wert, bei dem ein Aufkommen auftrat, war 35% nach 42 s bzw. 40% nach 20 s. Höhere Konzentrationen als

60% führten fast sofort zu Funkenbildung und Aufflammen.

**Schlussfolgerungen.** Bei der Anwendung von laserchirurgischen Techniken für Atemwegseingriffe unter Jetventilation liegt selbst bei Verwendung laserresistenter Materialien ein Risiko von Brandkomplikationen vor. Der vom Laserstrahl freigesetzte Lasersmog aus dem operierten Gewebe kann in einer sauerstoffreichen Atmosphäre entzündet werden. Um diese Gefahr zu vermindern, sind eine möglichst tiefe Sauerstoffkonzentration im Beatmungsgas (<40%), eine niedrigstmögliche Laserleistung (<6 W) und eine Begrenzung der Dauer der einzelnen Laserimpulse (<10 s) einzuhalten.

#### Schlüsselwörter

Atemwegseingriffe · Jetventilation · Brandgefahr · Lasersmog

### Ignition and burning of biological tissue under simulated CO<sub>2</sub>-laser surgery conditions

#### Abstract

**Background.** Laser surgery in endoscopy has greatly enhanced the surgical armamentarium for treating various laryngeal and hypopharyngeal disorders, but harbours a risk of tissue ignition and inflammation of surgical and anaesthetic instrumentation. However, even if non-inflammable material is used, there is still a residual fire hazard from endogenous tissue that may develop an ignitable aerosol (so-called laser smog) as an effect of laser irradiation. The aim of this study was to investigate how tissue carbonisation and vapourisation contributes to the risk of airway fire.

**Methods.** For the simulation of gas accumulation in the hypopharynx and larynx following the European standard ISO-11990, a cylindrical steel chamber with an open and a closed end has been used to simulate the operative setting. Pork meat chunks with a tissue composition similar to the larynx and hy-

poparynx such as fat, muscle, cartilage and bone were introduced into this chamber. Ventilation was achieved through jet ventilation with disposable, non-inflammable laser jet catheters. The tissue was then repeatedly exposed to a laser beam in super-pulse mode (pulse rate 250 Hz) with various intensities and exposure lengths at an impact angle of 75°. The laser intensity was varied from 2 to 15 W. The type, duration, intensity and incidence of tissue ignition were recorded and analysed.

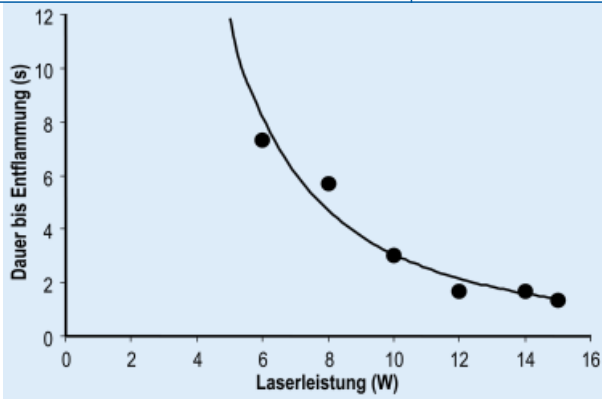
**Results.** The degree of tissue ignition correlated with laser intensity. Low laser intensity caused spark formation whereas high intensity resulted in sustained tissue fire. The type of tissue had an impact on ignition intensity thereby showing lower ignition thresholds and higher ignition susceptibility in fat-containing tissue compared to muscle. The most important factor for occurrence of tissue igni-

tion was the chamber oxygen concentration which displayed an inverse correlation with the time until tissue ignition. Oxygen concentrations of 35% led to tissue ignition in 42 s, 40% oxygen in 20 s. Oxygen concentrations higher than 60% resulted in immediate tissue ignition.

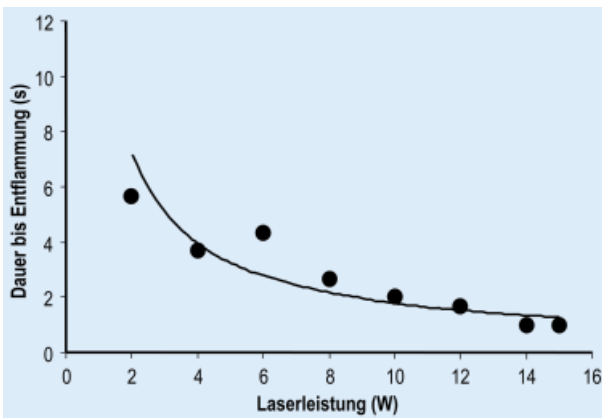
**Conclusions.** Despite the use of non-inflammable materials in endoscopic laser surgery of the upper airway and hypopharynx, the risk of tissue ignition remains due to the inflammable laser smog which is easily ignited in an oxygen-rich environment. Hence to minimise this risk, we recommend using oxygen concentrations lower than 40%, low laser intensities (<6 W) and limiting continuous laser activation to periods shorter than 10 s.

#### Keywords

Airway surgery · Jet ventilation · Fire hazard · Laser smog



**Abb. 3** ◀ Dauer bis zum Auftreten einer Entflammung (Mittelwerte) bei Muskelgewebe in Abhängigkeit von der Laserleistung. Rahmenbedingungen: 75°-Auftrittswinkel auf Gewebe, Gasfluss durch den Jetkatheter 20 l/min, Sauerstoffkonzentration 100% (Trendlinie vom Typ „potenziell“ durch Excel eingefügt)



**Abb. 4** ◀ Dauer bis zum Auftreten einer Entflammung (Mittelwerte) bei Fettgewebe in Abhängigkeit von der Laserleistung. Rahmenbedingungen: 75°-Auftrittswinkel auf Gewebe, Gasfluss durch den Jetkatheter 20 l/min, Sauerstoffkonzentration 100%. (Trendlinie vom Typ „potenziell“ durch Excel eingefügt)

10 W auf. Ab 12 W konnte man anhaltende Brände in Form von mehrere Zentimeter langen Stichflammen auslösen, die ohne weitere Laserbestrahlung so lange brannten, wie die Sauerstoffzufuhr andauerte. Die gleiche Versuchskonfiguration im benachbarten Fettgewebe führte erwartungsgemäß bei geringerer Laserintensität zu vehementeren Entflammungs- und Brandphänomenen. Bereits bei 2 W war Funkenbildung aufgetreten; kurzes Aufflammen war bereits bei 8 W zu beobachten. Die selbst unterhaltenden Brände unter anhaltender Sauerstoffzufuhr kamen jedoch ebenfalls nur mit Laserleistungen ab 12 W zustande (▣ Abb. 2).

Bei der Bestrahlung von Muskelgewebe betrug die niedrigste Laserleistung 6 W, die ein Aufflammen nach durchschnittlich 7 s auslösen konnte (▣ Abb. 3). Höhere Energien führten zu früherem Aufflammen, bis zu 1 s bei 15 W. Beim analogen Vorgehen mit dem leichter entflammbaren Fettgewebe, konnten wir bereits nach durchschnittlich 5 s mit 2 W ein kurzes Aufflammen provozieren (▣ Abb. 4).

Um die Rolle der Sauerstoffkonzentration zu ermitteln, wurde Fettgewebe mit

einer Laserleistung von 10 W und unter Flutung der Versuchskammer mit 20 l/min Beatmungsgas bestrahlt. Als positives Entflammungsereignis wurde ein kurzes Aufflammen gewertet. In einer Versuchsserie wurde die Zeit bis zum ersten Aufflammen (▣ Abb. 5), in einer zweiten die Anzahl Entflammungen/min bestimmt (▣ Abb. 6). Die niedrigste Sauerstoffkonzentration, bei der ein Aufflammen nach ca. 42 s aufgetreten ist, war 35%. Diese Zeitdauer verkürzte sich auf 20 s bei 40%. Höhere Konzentrationen als 60% führten fast sofort zu einem Aufflammen. Bei der Bestimmung der Anzahl Entflammungen/Zeiteinheit ergaben sich 5 Entflammungen/min bei einer Sauerstoffkonzentration von 40–50%, während bei höheren Sauerstoffkonzentrationen die Häufigkeit rapide bis zu einem Maximum von ca. 50 Entflammungen/min anstieg.

## Diskussion

Üblicherweise sind es die von außen zugeführten Materialien, die bei Laseranwendung mit einem Entflammungs- oder Brandrisiko verbunden sind. Die Beschäf-

tigung mit diesem Problem hat dazu geführt, dass zunehmend bessere und sicherere Materialien entwickelt wurden [6], aber auch dazu, dass die endogenen Brandursachen weniger Aufmerksamkeit auf sich gezogen haben. Erstaunlicherweise ist Werkhaven in seiner Arbeit von 2004 der Ansicht, dass von körpereigenem Gewebe keine Entflammungsgefahr ausgeht, bzw. dass dieses Risiko rein theoretischer Natur sei [18]. Andere Autoren dagegen meinen, dass die unter der Bezeichnung „Lasersmog“ subsumierten Aerosole, die von dehydriertem und karbonisiertem Eigengewebe des Patienten stammen, unter bestimmten brandfördernden Bedingungen ein erhebliches Risiko für Brandzwischenfälle darstellen [9, 17]. Diese Untersuchung dient dem Nachweis des Phänomens der Lasersmogentflammung und versucht die Rolle der beteiligten Einflussfaktoren zu quantifizieren.

Die in vitro simulierten Bedingungen des Versuchsaufbaus sind durchaus vergleichbar mit denjenigen, die im klinischen Alltag vorkommen. Es wurden lediglich die kritischen Versuchsbedingungen über das klinisch übliche Maß hinaus verändert, um die Grenzbedingungen herauszufinden, ab denen Entflammungs- und Brandphänomene mit hoher Wahrscheinlichkeit auftreten. Von entscheidender Bedeutung sind hierbei die Art des getroffenen Gewebes, die Intensität des verwendeten Laserstrahls, die Sauerstoffkonzentration in der unmittelbaren Umgebung und die Dauer der applizierten kontinuierlichen Bestrahlung [9, 16].

## Art des Gewebes

Der Larynx und die angrenzenden Strukturen bestehen überwiegend aus Knorpelgewebe. Unter der Schleimhaut findet sich außerdem Fett- und Muskelgewebe. Die zur Simulation verwendeten Fleischstücke haben eine vergleichbare Zusammensetzung aus Fett, Knorpel und Muskulatur, sodass man ein analoges Entflammungs- und Brandverhalten annehmen darf. Muskel- und Knorpelgewebe erwiesen sich als weniger entflammbar als Fettgewebe. Bei Anwendung von explizit kritischen Rahmenbedingungen (steiler Auftreffwinkel von 75°, 30-s-Bestrahlungsdauer, Sauer-

stoffzufuhr von 20 l/min) konnten Entflammungen von Muskelgewebe erst mit einer Laserleistung von 10 W und mehr ausgelöst werden (■ Abb. 1). Fettgewebe entzündete sich unter den gleichen Rahmenbedingungen bereits bei 8 W, und selbst mit 2 W war bereits Funkenbildung zu beobachten (■ Abb. 2).

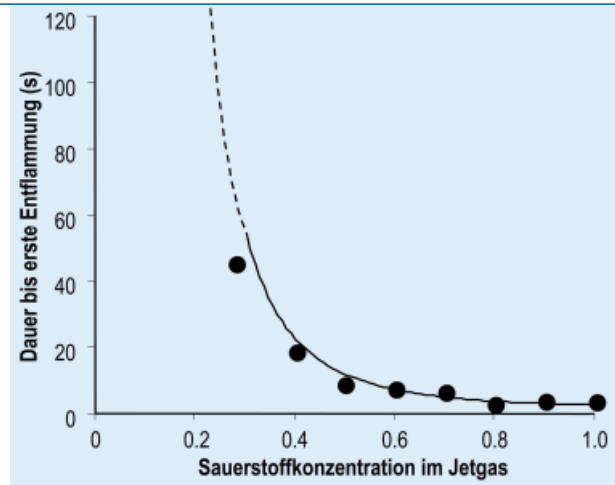
### Intensität des Laserstrahls

Mit zunehmender Intensität des Laserstrahls nimmt die Häufigkeit von Brandphänomenen zu, während die Zeitdauer bis zum Auslösen dieser Effekte kürzer wird. Bei Muskelgewebe ist unter den oben erwähnten „kritischen Rahmenbedingungen“ lediglich eine Laserintensität von <5 W als relativ entflammungssicher anzusehen (■ Abb. 3). Fettgewebe dagegen kann selbst mit der sehr niedrigen Intensität von 2 W entflammt werden (■ Abb. 4).

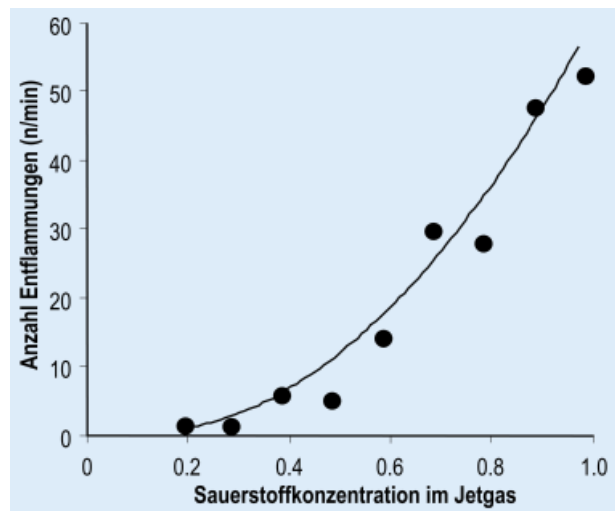
### Sauerstoffkonzentration

Die für diesen Parameter angewendeten Rahmenbedingungen wurden, wie folgt, festgelegt: Fettgewebe, steiler Auftreffwinkel von 75°, Gasfluss 20 l/min, Laserleistung 10 W und Bestrahlungsdauer 45 s. Hierbei liegt die kritische Sauerstoffkonzentration, bei der es zu Entflammungen kommen kann bei  $\geq 30\%$  (■ Abb. 5 und 6). Durch Begrenzung der Impulsdauer auf <30 s kann diese Grenze als  $\geq 40\%$  angesehen werden. Das heißt aber nicht, dass bei niedrigeren Sauerstoffkonzentrationen grundsätzlich keine Entflammungen möglich wären; lediglich ihre Wahrscheinlichkeit ist reduziert [10]. Das bei der Jetventilation grundsätzlich bestehende Phänomen des „entrainment“, d. h. die Beimischung von angesaugter Umgebungsluft zum Beatmungsgas, verursacht eine Verminderung der Sauerstoffkonzentration im Atemweg, wenn ein Wert über 21% im Frischgas eingestellt war. Die Ausprägung dieses Effektes ist individuell schwer vorhersehbar, da dies von verschiedenen z. T. inkonstanten Faktoren abhängt [1]. Vom Standpunkt der Brandgefahr handelt es sich hierbei jedenfalls um einen günstigen, wenngleich wenig berechenbaren Effekt.

**Abb. 5** ▶ Dauer bis zum Auftreten einer Entflammung (Mittelwerte) bei Fettgewebe in Abhängigkeit von der Sauerstoffkonzentration. Rahmenbedingungen: 75°-Auftrittswinkel auf Gewebe, Gasfluss durch den Jetkatheter 20 l/min, Laserleistung 10 W (Trendlinie vom Typ „potenziell“ durch Excel eingefügt)



**Abb. 6** ▶ Anzahl von Entflammungen/Bestrahlungsminute (Mittelwerte) bei Fettgewebe in Abhängigkeit von der Sauerstoffkonzentration. Rahmenbedingungen: 75°-Auftrittswinkel auf Gewebe, Bestrahlungsdauer 30 s, Gasfluss durch den Jetkatheter 20 l/min, Laserleistung 10 W (Trendlinie vom Typ „potenziell“ durch Excel eingefügt)



### Dauer der applizierten kontinuierlichen Bestrahlung

Wenn man in Betracht zieht, dass in der klinischen Anwendung die oben beschriebenen „kritischen Rahmenbedingungen“ in der Regel nicht erreicht werden, erst recht nicht alle zur gleichen Zeit, dann kann man durchaus einigermaßen sichere Grenzbedingungen definieren. Freilich ist auch dann vom Brandverhalten des am meisten zur Entflammung neigenden Fettgewebes auszugehen, da dieses praktisch in allen Operationsfeldern vorkommt. Zu empfehlen ist, die Impulsdauer auf maximal 10 s zu begrenzen [4]; hierbei reichen bereits sehr kurze Pausen von jeweils 3 s aus, um das bestrahlte Gewebe abkühlen zu lassen und einen neuen Impuls auslösen zu dürfen.

### Zusammenschau

Es sollte mit der niedrigstmöglichen Laserleistung gearbeitet werden, die eine saubere Schnittführung und eine ausreichende Koagulation ermöglicht. Dies ist durchaus mit Einstellungen von 6 W und weniger der Fall, wie sie auch meistens klinisch verwendet werden [13]. Eine Begrenzung der Dauer der einzelnen Laserimpulse (<10 s) empfiehlt sich. Schlussendlich sollte die Sauerstoffkonzentration im Frischgas nicht über 40% liegen, solange der Laser aktiviert ist [1, 14, 17, 18]. Wenn Letztere aus Gründen einer ungenügenden Oxygenierung nicht ausreichen sollte, können während der Operation bestrahlungsfreie Intervalle mit hoher Sauerstoffkonzentration eingeschaltet werden, bis die pulsoxymetrische Sauerstoffsättigung auf ein akzeptables Niveau angehoben worden ist. In jedem Fall ist beim



Sauerstoffanteil grundsätzlich das Prinzip *so hoch wie nötig und so tief wie möglich* anzuwenden.

Die Wahrscheinlichkeit eines Atemwegsbrandes aufgrund von körpereigenem Gewebe allein ist kleiner als von eingebrachtem brennbarem Material und aufgrund der geringeren Menge des Brennstoffs auch von geringerer Ausprägung und Gefährlichkeit. Falls es trotzdem zu einer Entflammung von Lasersmog kommt, sind gleichermaßen Sofortmaßnahmen zur Unterbrechung des Brandes, der Beseitigung der Ursache und der Minimierung der Brandfolgen einzuleiten, wie sie andernorts zutreffend und ausführlich beschrieben wurden [8, 18].

### Fazit für die Praxis

**Bei der mikrolaryngoskopischen Laserchirurgie der Atemwege unter Jetventilation besteht selbst bei Verwendung von sog. laserresistenten Materialien ein Restrisiko von Entflammungs- und Brandkomplikationen. Dieses rührt von freigesetzten Partikeln aus dem operierten Gewebe des Patienten (Lasersmog), die in einer sauerstoffreichen Atmosphäre entflammt werden können. Um diese Brandgefahr gering zu halten, sind eine möglichst niedrige Sauerstoffkonzentration im Beatmungsgas (<40%), eine ebenfalls niedrigstmögliche Laserleistung (<6 W) und eine Begrenzung der Dauer der einzelnen Laserimpulse (<10 s) einzuhalten.**

### Korrespondierender Autor

**PD Dr. P. Biro**

Institut für Anästhesiologie, Universitätsspital  
Rämistrasse 100, 8091 Zürich  
peter.biro@usz.ch

**Interessenkonflikt.** Der korrespondierende Autor weist auf eine Verbindung mit folgender Firma/Firmen hin: P. Biro war an der Entwicklung des LaserJet®-Katheters beteiligt (s. [6]). Es bestehen keine finanziellen Interessen.

### Literatur

1. Arnold JE, Allphin AL (1992) Effect of extraluminal oxygen on carbon dioxide laser ignition of endotracheal tubes. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 118: 722–724
2. Biro P, Wiedemann K (1999) Jetventilation und Anästhesie für diagnostische und therapeutische Eingriffe an den Atemwegen. *Anaesthesist* 48: 669–685
3. Burgess GE, Le Jeune FE (1979) Endotracheal tube ignition during laser surgery of the larynx. *Arch Otolaryngol* 195: 561–562
4. Davis RK, Simpson GT (1983) Safety with the carbon dioxide laser. *Otolaryngol Clin North Am* 16: 801–813
5. Eckel HE (1997) Endoscopic laser resection of supraglottic carcinoma. *Otolaryngol Head Neck Surg* 117: 681–687
6. Frochaux D, Rajan GP, Biro P (2004) Verhalten des neuen LaserJet®-Katheters bei CO<sub>2</sub>-Laser-Anwendung unter simulierten klinischen Bedingungen. *Anaesthesist* 53: 820–825
7. Hermens JM, Bennett MJ, Hirshman CA (1983) Anesthesia for laser surgery. *Anesth Analg* 62: 218–229
8. Lierz P, Heinatz A, Gustorff B, Felleiter P (2002) Management of intratracheal fire during laser surgery. *Anesth Analg* 95: 502
9. Padosch A, Polarz H (2001) Anästhesiologisches Management bei laserchirurgischen Eingriffen in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. *Anaesthesist* 50: 721–737
10. Paes ML (1987) General anaesthesia for carbon dioxide laser surgery within the airway. *Br J Anaesth* 59: 1610–1620
11. Rudert HH, Werner JA (1995) Endoscopic resections of glottic and supraglottic carcinomas with the CO<sub>2</sub> laser. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 252: 146–148
12. Santos P, Ayuso A, Luis M, Martinez G, Sala X (2000) Airway ignition during CO<sub>2</sub> laser laryngeal surgery and high frequency jet ventilation. *Eur J Anaesthesiol* 17: 204–207
13. Sataloff RT, Spiegel JR, Hawkshaw M, Jones A (1992) Laser surgery of the larynx: the case for caution. *Ear Nose Throat J* 71: 593–595
14. Sesterhenn AM, Dunne AA, Brulke D, Lippert BM, Folz BJ, Werner JA (2003) Value of endotracheal tube safety in laryngeal laser surgery. *Lasers Surg Med* 32: 384–390
15. Vilaseca-Gonzalez I, Bernal-Sprekelsen M, Blanch-Alejandro JL, Moragas-Lluis M (2003) Complications in transoral CO<sub>2</sub> laser surgery for carcinoma of the larynx and hypopharynx. *Head Neck* 25: 382–388
16. Wainwright AC, Moody RA, Carruth JA (1981) Anaesthetic safety with the carbon dioxide laser. *Anaesthesia* 36: 411–414
17. Wegrzynowicz ES, Jensen NF, Pearson KS, Wachtel RE, Scamman FL (1992) Airway fire during jet ventilation for laser excision of vocal cord papillomata. *Anesthesiology* 76: 468–469
18. Werkhoven JA (2004) Microlaryngoscopy-airway management with anaesthetic techniques for CO<sub>2</sub> laser. *Pediatr Anesth* 14: 90–94

### Die Deutsche Stiftung Organtransplantation (DSO) stellt ihren erweiterten Internet-Auftritt vor

Die Homepage der DSO unter [www.dso.de](http://www.dso.de) ist seit über fünf Jahren ein wichtiges Internetportal für die gezielte Suche nach Informationen zur Organspende und Transplantation. Jetzt stehen neue Menüpunkte, Themen und Serviceangebote zur Verfügung:

Ein Index erleichtert die Suche nach bestimmten Themenbereichen. Ein Newsletter informiert Interessierte über Aktualisierungen und die barrierefreie Seite ermöglicht mehr Nutzern den Zugang zu Informationen zum Thema Organspende und Transplantation. Zudem stehen monatlich aktualisierte Daten zur Zahl der Organspender in Deutschland zur Verfügung.

Der neue Menüpunkt „Fachinformationen“ bietet – insbesondere für das ärztliche und pflegerische Personal auf den Intensivstationen in Krankenhäusern – detaillierte Informationen zu den relevanten Fragestellungen bei der Einleitung und Durchführung einer Organspende.

Darüber hinaus gibt es neue Seiten für Angehörige von Verstorbenen, die ihre Organe nach dem Tod gespendet haben. Hier erhalten Interessierte ausführliche Antworten auf häufige Fragen sowie Hinweise auf Selbsthilfegruppen, informative Internetseiten und Buchtipps zum Thema Trauer, Organspende und Transplantation.

*Quelle: Deutsche Stiftung Organtransplantation (DSO), [www.dso.de](http://www.dso.de)*