

#### 4. Diskussion

Die Entwicklung und Weiterentwicklung von medizinischen Lasersystemen verlangt ihre ständige quantitative und qualitative Überprüfung. Vor dem *in vivo* Einsatz am Menschen wird daher die Anwendungssicherheit medizinischer Lasersysteme im *in vitro* Experiment an geeigneten Modellsystemen getestet. Mit solchen Modellsystemen lassen sich grundlegende Parameter ermitteln, die einen Rückschluß auf die sichere und sinnvolle Verwendbarkeit der Lasersysteme in der Klinik zulassen. Die ersten Experimente zur Wirkung von Laserstrahlung am Trommelfell wurden bereits Anfang der 80iger Jahre durchgeführt. In histologischen und elektronenmikroskopischen Untersuchungen wurde die Interaktion von Laserstrahlung mit dem Trommelfellgewebe erforscht, in tierexperimentellen Studien wurde Heilungsverläufe von laserbehandelten Trommelfellen analysiert und diese auf mögliche laserbedingte Residuen hin untersucht [Goode 1982, Lipman 1988, Silverstein 1996, Soederberg 1984].

Mit dem in dieser Arbeit vorgestellten Trommelfellmodell wurde erstmals ein dem humanen Trommelfell vergleichbares Modellgewebe beschrieben, an welchem nicht nur histomorphologische Untersuchungen zur Wirkung der Laserstrahlung durchführbar sind, sondern sich auch vergleichbare Leistungs- und Energieparameter für den klinischen Einsatz der Laserparazentese erarbeiten lassen. Daneben war das Ziel dieser Arbeit, verschiedene Laserapplikationssysteme zur Laserparazentese am vorgestellten Trommelfellmodell zu untersuchen und hinsichtlich ihrer Einsetzbarkeit zur Behandlung einer SOM zu evaluieren. Es wurden Leistungs- und Energieparameter bestimmt, mit denen sich bei Einzelapplikation Trommelfellperforationen verschiedener Größen erzeugen lassen. Diese können in klinischen Studien überprüft und gegebenenfalls veränderten klinischen Bedingungen angepasst werden.

#### 4.1. Entwicklung des Trommelfellmodells zur Laserparazentese

Das humane Trommelfell ist als dreischichtige, bindegewebige Membran aus kollagenen und elastischen Fasern aufgebaut und besitzt einen Wassergehalt von ca. 70-80 % sowie eine Schichtdicke von ca. 100 µm [Leonhardt 1990, Waldeyer 1986]. Alle Modellgewebe wurden deshalb unter den Kriterien: 1. Aufbau aus kollagenen und elastischen Fasern, 2. ähnlicher Wassergehalt des Gewebes und 3. vergleichbarer Schichtdicke evaluiert. Das vierte Kriterium zur Modellbestimmung war die Beziehung von applizierter Laserleistung bzw. Laserenergie zu erreichtem Perforationsdurchmesser. Eine vergleichbare Methodik zur Entwicklung eines Gewebemodells wurde von JOVANOVIC et al. [Jovanovic 1995 b und c] in Untersuchungen zur Wirkung verschiedener Laser an der menschlichen Steigbügel Fußplatte angewendet. JOVANOVIC et al. verwendeten als Modell Knochenplättchen aus Rinderkompakta unterschiedlicher Dicke, die ein ähnliches spektroskopisches Verhalten wie die menschliche Steigbügel Fußplatte zeigt. Bei einer experimentellen Schichtdicke der Rinderkompakta von ca. 80 µm ließ sich der funktionelle Zusammenhang von applizierter Laserenergie und erreichtem Perforationsdurchmesser ähnlich der humanen Stapes Fußplatte reproduzieren. Im folgenden sollen nun die untersuchten Modellgewebe anhand der o.g. Kriterien diskutiert werden.

**Histologischer Aufbau.** In der Literatur wird der grundsätzlich vergleichbare histologische Aufbau tierischer und humaner Trommelfelle aus drei Schichten beschrieben. Dabei lässt sich auf der Außenfläche ein mehrschichtiges, mäßig verhorntes Plattenepithel (*Stratum cutaneum*) und auf der Innenfläche das einschichtige, kubische Epithel der Paukenhöhlenschleimhaut (*Stratum mucosum*) nachweisen. Die *Lamina propria* (*Stratum fibrosum*) aller Trommelfelle besteht aus kollagenen und elastischen Fasern. [Funnel 1982, Igarashi 1993, Leonhardt 1990, Lim 1970, Mosimann 1990]. Auch die im Rahmen dieser Arbeit angefertigten Histologien zeigen den dreischichtigen Trommelfellaufbau (Abb. 16 und Abb. 45).

Die *Dura mater* des Schafes ist als unelastische Membran aus straffem Bindegewebe aus Faserbündel parallel angeordneter kollagener Fasern aufgebaut [Koch 1993]. Zwischen diesen liegen Fibroblasten, Fibrozyten und elastische Fasernetze [Mosiman 1990]. Die zu Faszikeln

zusammengeschlossenen Faserbündel kreuzen sich und bilden die typische gitternetzartige Struktur der Dura [Liebich 1990, Smollich 1992].

Die hauptaufbauende Struktur der Hühnerschalenmembran sind glykoproteinummantelte Proteine (Keratansulfat, Dermatansulfat) [Arias 1992, Fernandez et al. 1997, Panheleux 1999, Salomon 1993] und Fasern verschiedener Kollagentypen (Typ I, III, V, X) [Arias 1991 a und b, Soledad Fernandez 2001]

Alle untersuchten Gewebe waren unter dem Kriterium des histologischen Aufbaus aus kollagenen und elastischen Faser als Modellgewebe geeignet.

**Wassergehalt.** Als zweites Kriterium zur Auswahl des Trommelfellmodells wurde der prozentuale Wassergehalt der Gewebe bestimmt. Die beiden in dieser Arbeit verwendeten Laser emittierten Licht im infraroten Wellenlängenbereich (2940 nm und 10600 nm ). Dessen energetischer Ankopplungsort ist das Wassermolekül. Der Wassergehalt ist daher für die Absorption der Laserstrahlung in den unterschiedlichen Gewebestrukturen ein bedeutender Faktor. Ein verminderter Wassergehalt führt zur Absorptionssabnahme mit vermehrter Streuung der Laserstrahlung. Daraus resultiert ein geringerer Gewebeabtrag. Daneben kommt es zu einer Abnahme der Wärmeleitung im Gewebe. Bei dem in dieser Arbeit verwendeten CO<sub>2</sub>-Lasersystem ist die Pulsdauer länger als die thermische Relaxationszeit (zur Konduktion von thermischer Energie notwendige Zeit) des Gewebes. Bei Bestrahlung von Geweben reduzierten Wassergehalts kommt es bei langen Pulsdauern zur Ausbildung eines Wärmestaus. Dies führt zu einer vermehrten Karbonisation. Die auftretende Karbonisation ist dabei für das Absorptionsverhalten von hoher Bedeutung. In der Karbonisationszone wird die Laserstrahlung verstärkt absorbiert und es werden sehr schnell hohe Temperaturen erreicht. Die in das Karbonisat deponierte Energie steht nicht mehr für die Ablation tieferliegenden Schichten zur Verfügung, sondern reicht nur noch zu einer weiteren Karbonisation oder Koagulation. Das Ergebnis ist wiederum eine verminderte Schnitttiefe, eine verbreiterte Karbonisationszone sowie ein verbreiteter Koagulationsrandsaum [Walsh 1988, Zweig 1988]. Für den in dieser Arbeit verwendeten Erbium:YAG-Laser spielt vornehmlich die wasserabhängige Absorption eine Rolle, die verminderte Wärmeleitung ist von untergeordneter Bedeutung. Im Gegensatz zum CO<sub>2</sub>-Laser findet beim Erbium:YAG-Laser

eine Gewebeerddampfung ohne Ausbildung einer thermischen Schädigungszone statt (photoablativer/ photomechanischer Effekt), da die Pulsdauer des Erbium:YAG-Lasers kürzer als die thermische Relaxationszeit ist.

Nach unseren Untersuchungen besitzen alle Modellgewebe einen Wassergehalt von ca. 78 Prozent (Tab. 2). Damit ist die Voraussetzung für eine vergleichbare Absorption infraroter Laserstrahlung gegeben. Auch unter diesem Kriterium waren alle Gewebe als Modellgewebe geeignet.

**Schichtdicke.** Bei Bestrahlung eines Gewebes mit konstanter Energie- oder Leistungsdichte oberhalb der Ablationsschwelle wird von diesem Gewebe ein konstantes Volumen abgetragen. Um membranöse Strukturen wie das Trommelfell zu perforieren, ist die Schichtdicke des Gewebes entscheidend und wurde daher als drittes Kriterium bestimmt. Unsere Messmethode war eine Abwandlung der von WALSH et al. beschriebenen „sandwich-Messung“ [Walsh 1989]. Während WALSH et al. den Außenabstand zweier Mikroskopglasträger mit einer Mikrometerschraube bestimmten, wurde in unseren Versuchen der Innenabstand der Mikroskopglasträger unter einem Stereomikroskop mit einem Messokular (max. Auflösung 25  $\mu\text{m}$ ) gemessen. In unseren Untersuchungen wurde nur natives Material verwendet, da bei Schichtdickenmessungen an histologischen Präparaten fixations- und färbebedingte Ungenauigkeiten auftreten können. Die Entwässerung der Präparate in aufsteigender Alkoholreihe bei histologischer Aufbereitung kann zu einer Schrumpfung der Materialdicke bis zu 50 Prozent führen [Sedlmaier, persönliche Mitteilung]. Der Vergleich unserer Messergebnisse mit Angaben aus der Literatur ist durch die dort meist fehlende Beschreibung einer Methodik daher eingeschränkt.

Zur Dicke des menschlichen Trommelfells werden unterschiedliche Angaben gemacht. In anatomischen Lehrbüchern wird sie in der Regel mit 100  $\mu\text{m}$  angegeben [Waldeyer 1986, Williams und Warwick 1989]. FUNNEL (1982) beschreibt interindividuelle Unterschiede zwischen 30-120  $\mu\text{m}$  (30-90  $\mu\text{m}$  nach Lim 1970) bzw. intraindividuelle Materialschwankungen von 55-90  $\mu\text{m}$ . RUAH et al. (1991) zeigten in histomorphometrischen Untersuchungen an formaldehydfixierten menschlichen Trommelfellen, dass der hintere obere Quadrant stets eine stärkere Schichtdicke besitzt, während die anderen Quadranten eine

altersunabhängige Konstanz aufweisen. RUAH et al. geben für alle Quadranten minimale Schichtdicken von 30  $\mu\text{m}$  sowie maximale Schichtdicken von 300  $\mu\text{m}$  an. Solche Schwankung um das Zehnfache ergeben sich aus unseren Untersuchungen nicht. Bei einem Durchschnittswert von 98  $\mu\text{m}$  mit minimalen Schichtdicke von 50  $\mu\text{m}$  und maximalen Schichtdicken von 150  $\mu\text{m}$  variiert sie nur um das Dreifache.

Die Schichtdicke des Pferdetrommelfells beschreibt NICKEL (1992) ohne Angabe einer Messmethode mit 200  $\mu\text{m}$ . Dies differiert zu dem von uns bestimmten Wert von ca. 104  $\mu\text{m}$  Schichtdicke. In den vorliegenden Messungen am Pferdetrommelfell wurden zwar intra- und interindividuell Schichtdickenschwankungen (auch hier ist der hintere obere Quadrant stets dicker als die übrigen Quadranten) beobachtet, bei insgesamt sehr konstanten Werten wird aber der von NICKEL angegebene Wert in Frage gestellt.

Für das Meerschweinchentrommelfell gibt FUNNEL (1982) eine Dicke von 10  $\mu\text{m}$  an und liegt damit unter den von uns gemessenen ca. 31  $\mu\text{m}$ . Vergleichbarer sind die Messergebnisse von IGARASHI (1993), der für die unteren Quadranten 4-16  $\mu\text{m}$  und 10-38  $\mu\text{m}$  für die oberen Quadranten als Schichtdicke angibt.

Für das Schweinetrommelfell findet sich hinsichtlich der Dicke keine Literaturangabe, mit einem Durchschnittswert von ca. 50  $\mu\text{m}$  ist das Schweinetrommelfell in unseren Messungen noch um die Hälfte dünner als das humane Referenzgewebe.

Bei der Schafdura wurden minimale Schichtdicken von ca. 100  $\mu\text{m}$  und maximale Werte von ca. 300  $\mu\text{m}$  mit einem Mittelwert von 135  $\mu\text{m}$  gemessen. Die Oberfläche der Dura ist präparationsbedingt nicht eben, d.h. im Bereich weniger Quadratmillimeter finden sich Dickenunterschiede, wie sie an keinem anderen Modellgewebe zu beobachten waren. In den Untersuchungen stellte es sich als problematisch dar, den Hydratationsgrad der Schafdura konstant zu halten. Innerhalb weniger Minuten nahm mit dem Austrocknen die Materialstärke der Schafdura insgesamt deutlich ab.

Bei der Hühnerschalenmembran zeigte sich in den eigenen Untersuchungen eine durchschnittliche Materialstärke von 71  $\mu\text{m}$ . Ähnliche Ergebnisse finden sich bei WEIDLING (1970) mit 80  $\mu\text{m}$ , während SALOMON (1993) mit 65  $\mu\text{m}$  - 125  $\mu\text{m}$  für die Hühnerschalenmembran eine doch deutliche Schwankungsbreite angibt.

Unter dem Kriterium der Schichtdicke waren vor allem das Pferdetrommelfell, die Hühnerschalenmembran, und eingeschränkt die Schafdura sowie das Schweinetrommelfell als geeignete Modellgewebe zu bewerten. Im Hinblick aller bis hier diskutierten Kriterien kristallisierten sich das Pferdetrommelfell und die Schafdura als geeignete Modellgewebe heraus. Es soll nun im folgenden das Verhalten der Modellgewebe in der Laser-Gewebe-Wechselwirkung diskutiert werden

**Beziehung von applizierter Laserleistung bzw. Laserenergie zu erreichbarem Perforationsdurchmesser.** Als das entscheidende Kriterium zur Modellbestimmung wurde für alle Modellgewebe die Beziehung zwischen applizierter Laserenergie und erreichbarem Perforationsdurchmessern erarbeitet. Als Trommelfellmodell wurde das Gewebe bestimmt, welches die dem humanen Trommelfell ähnlichste Abhängigkeit aufwies.

Für beide in dieser Arbeit verwendeten Lasersysteme ist der funktionelle Zusammenhang durch drei Bereiche charakterisiert: Unterhalb einer Schwellenleistung/-energie ist die applizierte Laserleistung/-energie zu gering, um eine Perforation zu bewirken. Mit dem Schwellenwert ist die Laserleistung/-energie gekennzeichnet, bei der erstmals eine Perforation auftritt. Im Anstiegsbereich führt bereits eine geringe Erhöhung der Laserleistung/-energie zu einer deutlichen Vergrößerung der Perforationsdurchmesser. Im anschließenden Sättigungsbereich ist die Phase der maximalen Perforationen erreicht, in der eine weitere Zunahme der Laserleistung/-energie zu keiner wesentlichen Änderung des Perforationsdurchmessers führt. Als effektive Parameter für die Laserparazentese wurde die Leistung/ Energie zu Beginn des Sättigungsbereiches benannt, da hier mit den geringsten Laserleistung/-energie maximale Perforationen erreicht werden. Zunächst werden die Wirkungen am Erbium:YAG-Laser analysiert, dann am CO<sub>2</sub>-Laser verglichen und diskutiert. Modellgewebe, die sich am bereits am Erbium:YAG-Laser als ungeeignet erwiesen, wurden mit dem CO<sub>2</sub>-Laser nicht weiter nachuntersucht.

Bei der **Modellbestimmung am Erbium:YAG-Laser** ergibt sich für die Modellgewebe Meerschweinchentrommelfell und Schweinetrommelfell eine Linksverschiebung des Kurvenverlaufs im Vergleich zum Referenzgewebe, d.h. die Sättigungsbereiche beginnen bereits bei geringeren Energien (Abb. 6). Am deutlichsten zeigt sich dies für das

Meerschweinchentrommelfell. Der Schwellenwert liegt unter der kleinsten am Laser einstellbaren Energie (Energie: 10 mJ). Bereits mit einer Energiedichte von ca.  $8 \text{ J/cm}^2$  wird die dem Strahldurchmesser von  $400 \mu\text{m}$  entsprechende maximale Perforationsgröße erreicht. Beide genannten Gewebe waren daher nicht als Modell zu verwenden und wurden nicht weiter am  $\text{CO}_2$ -Laser untersucht. Für die Hühnerschalenmembran zeigt sich trotz vergleichbarer Schichtdicke eine Rechtsverschiebung im Kurvenverlauf zu höheren Energiewerten. Selbst oberhalb einer Energie von ca. 70 mJ (Energiedichte: ca.  $56 \text{ J/cm}^2$ ) ließen sich nur Perforationen von ca.  $300 \mu\text{m}$  Durchmesser erzeugen. Der maximale Perforationsdurchmesser (= Strahldurchmesser von  $400 \mu\text{m}$ ) wurde nicht erreicht. Ursächlich ist die Berechnung des durchschnittlichen Durchmessers aus Längs- und Querdurchmesser der ovalen Perforationen bei der Hühnerschalenmembran. Derart ovale Perforationen mit unregelmäßigem Randsaum waren nur an der Hühnerschalenmembran reproduzierbar. Die Längsachse der Ellipse lag stets unabhängig von der relativen Lage der Schalenmembran zum Laserstrahl. Eine Asymmetrie innerhalb des Strahlprofils des Laserstrahles scheidet daher als Erklärungsmöglichkeit aus. WALSH et al. (1989) beobachteten ein ähnliches Phänomen bei mit dem Erbium:YAG-Laser und hohen Energiedichten (ca.  $80 \text{ J/cm}^2$ ) erzeugten Läsionen an Rinderaorta. In histologischen Untersuchungen wurde an tangentialen Gewebeschnitten nachgewiesen, dass die Längsachse der Ellipse stets parallel zu den elastischen Fasern lag. Nach WALSH et al. (1989) alteriert die Erbium:YAG-Laserstrahlung nur die kollagenen Fasern, während die elastischen Fasern nicht betroffen zu sein scheinen. Bei der Hühnerschalenmembran sind Kollagen verschiedener Typen (Typ I, III, V, X) [Arias 1991 a und b, Soledad Fernandez 2001] und Proteoglykane (Keratansulfat, Dermatansulfat) [Arias 1992, Fernandez et al. 1997, Panheleux 1999, Salomon 1993] die hauptaufbauenden Strukturen. Diese Gewebekomponenten könnten sich durch unterschiedliche thermodynamische Eigenschaften auszeichnen, somit bei der Umwandlung der Laserenergie in Wärme verschieden denaturieren. Es ist bekannt, dass thermische Veränderungen am Kollagen ab einer Temperatur von  $T < 65 \text{ }^\circ\text{C}$  auftreten, während z.B. für thermische Veränderungen an elastischen Fasern und Muskelfasern viel höhere Temperaturen ( $T < 90 \text{ }^\circ\text{C}$ ) benötigt werden. In welcher Form die Denaturierung von Kollagen abläuft, ist derzeit jedoch unbekannt [Walsh 1988]. Zudem sind bei der Hühnerschalenmembran die Keratinfasern zu gitterfaserartige Netze zusammengefasst. Unterschiedliche Denaturierungseigenschaften der

histologischen Komponenten und die Formation der Fasernetze könnten für die ovale Perforationsform bei der Hühnerschalenmembran verantwortlich sein. Aufgrund der Verschiebung im Kurvenverlauf und der differentiellen Perforationsform war die Hühnerschalenmembran nicht als Modellgewebe geeignet und wurde nicht weiter am CO<sub>2</sub>-Laser untersucht. Bei der Schafdura ist der Sättigungsbereich mit der gleichen Energie zu erreichen wie beim Referenzgewebe (Energie: ca. 50 mJ, Energiedichte: 40 J/cm<sup>2</sup>). Zwar liegt die Schwellenenergie (Energie: ca. 30 mJ, Energiedichte: 24 J/cm<sup>2</sup>) höher, dies ist aber wie für das Pferdetrommelfell diskutiert bei einem Modellgewebe zur Laserparazentese unerheblich. Bei der Schafdura bestehen deutliche Schwankungen zwischen minimalen und maximalen Perforationsdurchmessern (bis zu 400 µm), die im Gegensatz zu den anderen Modellgeweben auch im Sättigungsbereich nicht abnehmen (Abb. 7). Diese entstehen durch verschiedene Schichtdicken aufgrund präparationsbedingter Oberflächenunebenheiten. Die Schafdura zeigte sich daher als Modell nur eingeschränkt verwendbar und wurde deshalb nochmals am CO<sub>2</sub>-Laser untersucht. Bei der Modellbestimmung am Erbium:YAG-Laser konnte gezeigt werden, dass der funktionelle Zusammenhang von Perforationswirkung und Laserenergie des humanen Trommelfells sich am besten mit dem nativen Pferdetrommelfell reproduzieren lässt (Abb. 7). Der Sättigungsbereich, d.h. der Bereich der maximalen Perforationsdurchmesser wird bei beiden Geweben mit einer Energie von ca. 50 mJ (Energiedichte: 40 J/cm<sup>2</sup>) erreicht. Ab einer Energie von ca. 10 mJ (Energiedichte: 8 J/cm<sup>2</sup>) können beide Trommelfelle schwellennah perforiert werden (Perforationsdurchmesser: 75-150 µm). Unterschiede bestehen nur in der Ablationsrate im Anstiegsbereich. Zur Ermittlung effektiver Energiewerte für die Laserparazentese sind diese Unterschiede zwischen Referenz- und Modellgewebe jedoch vernachlässigbar, da bei der Laserparazentese mit nur einer Applikation eine Perforation von größtmöglichem Durchmesser erreicht werden soll. Dies ist nur mit Energiewerten innerhalb des Sättigungsbereiches möglich. Das Pferdetrommelfell zeigte sich daher als Modellgewebe geeignet und wurde deshalb am CO<sub>2</sub>-Laser weiter überprüft.

Bei der **Modellbestimmung mit dem CO<sub>2</sub>-Laser** zeigte sich wie in den Untersuchungen mit dem Erbium:YAG-Laser, dass das native Pferdetrommelfell am besten zum Referenzgewebe humanes Trommelfell korrespondiert. Bei beiden Geweben wird der Sättigungsbereich ab einer Leistung von ca. 7 W (Leistungsdichte: ca. 1820 W/cm<sup>2</sup>; Pulsdauer: 50 ms) erreicht. Die

Schwellenleistung ist beim Pferdetrommelfell mit ca. 1 W (Leistungsdichte: 260 W/cm<sup>2</sup>) zwar niedriger als beim humanen Trommelfell (Schwellenleistung: ca. 2,5 W, Leistungsdichte: 690 W/cm<sup>2</sup>) (Abb. 8), aber wie beim Erbium:YAG-Laser diskutiert ist dies im Hinblick auf die Bestimmung effektiver Leistungswerte zur Laserparazentese nicht bedeutsam. Die für beide Gewebe deutliche Streuung der Perforationsdurchmesser im Anstiegsbereich der Kurve kann durch die Gaus'sche Verteilung der Laserenergie innerhalb des Laserstrahls bzw. durch unterschiedliche Materialstärken zwischen den einzelnen Trommelfellquadranten interpretiert werden. Im Zentrum des Laserstrahls wird vermehrt Gewebe ablatiert bzw. im Randbereich des Laserstrahls reicht die Energie nicht aus, um das Trommelfell zu perforieren (Abb.x). Durch intra- und interindividuelle Dickenunterschiede des Pferdetrommelfells zwischen 50 µm bis 150 µm ist ebenfalls eine unterschiedliche Perforationswirkung bei gleicher Energiedichte und damit gleicher ablativen Potenz erklärlich. Für die Schafdura zeigt sich der Beginn des Sättigungsbereiches bei einer Leistung von ca. 8 W (Leistungsdichte: 2250 W/cm<sup>2</sup>) (siehe Abb. 8) und liegt damit höher als beim Referenzgewebe. Wie am Erbium:YAG-Laser zeigt sich auch hier eine starke Abweichung vom Mittelwert über den gesamten Kurvenverlauf, d.h. auch im Sättigungsbereich. Bedingt ist dies durch die unterschiedliche Schichtdicke der Schafdura innerhalb weniger Quadratmillimeter Oberfläche. Dies macht eine hohe Anzahl an Einzelmessungen für die einzelnen Leistungseinstellung notwendig. Der unterschiedliche Beginn des Sättigungsbereiches und die Vielzahl der notwendigen Einzelapplikationen zum Erhalt eines Messpunktes sprachen gegen eine Wahl der Schafdura als Modellgewebe.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass sich nur das Pferdetrommelfell zur Verwendung als Trommelfellmodell für die Laserparazentese eignete. Als einziges Modellgewebe erfüllte es alle festgesetzten Kriterien. Der präparatorische Zeitaufwand von ca. 20-30 Minuten war dabei kürzer als beim humanen Trommelfell. Darüber hinaus kann das Pferdetrommelfell in toto im Trommelfellrahmen (*Limbus*) aufgespannt entnommen werden. Dies macht eine einfache Verwendung unter experimentellen Bedingungen möglich.

## 4.2. Laser- und Applikationssysteme zur Laserparazentese

Für die Behandlung einer chronisch-sekretorischen Otitis media durch eine Parazentese werden Ventilationszeiten des Mittelohres von ca. 3 Wochen gefordert [Goode 1982]. Mit den bei einer Laserparazentese erreichten Perforationen sollen diese Ventilationszeiten ermöglicht werden. Die Verschlusszeit von laserinduzierten Trommelfellperforationen ist dabei von der Perforationsgröße und der perifokalen thermischen Gewebeschädigung abhängig [DeRowe 1994, Jovanovic 1995 e, Silverstein 1996, Soederberg 1984, Sedlmaier 2001]. Durch die applizierte Laserenergie soll es zu keiner Schädigung des Innenohres kommen. Unter diesen Gesichtspunkten sollen im folgenden die beiden in dieser Arbeit verwendete Lasersysteme sowie deren Applikationssysteme diskutiert werden.

### 4.2.1. Der Erbium:YAG-Laser

Das Abtragungsverhalten des Erbium:YAG-Lasers am menschlichen Trommelfell wurde erstmals von PFALZ et al. (1995) untersucht. Bei Laserparazentesen erzeugten PFALZ et al. Perforationen von 300-500 µm Durchmesser, ohne jedoch die dazu notwendigen Energiewerte für einen klinischen Einsatz anzugeben. Je nach Perforationsgröße beobachteten sie einen Trommelfellverschluss innerhalb von 3 bis 8 Tagen.

Der in dieser Arbeit verwendete **TwinEr® OPMI 11** der Fa. Zeiss ist ein kommerziell verfügbares System. Die Kopplung von Operationsmikroskop und Mikromanipulator mit einem in seinen Ausmaßen kleinen Lasersystem gestaltet sich sehr bedienfreundlich. Das athermische Abtragungsverhalten des Erbium:YAG-Lasers lässt sich aus den eigenen Versuchen bestätigen. Die Perforationen werden präzise angelegt, die perifokalen, thermischen Gewebeschäden sind makroskopisch und mikroskopisch nur gering ausgeprägt (siehe Abb. 14 und Abb. 16). Für die adäquate Therapie einer chronisch-sekretorischen Otitis media sind die maximalen Perforationen von 400 µm bei fokussiertem Laserstrahl zu klein.

Eine Vergrößerung der Perforationen auf Durchmesser von 1,5 – 2 mm, wie sie für eine dreiwöchige Ventilationszeit gefordert werden [Goode 1982, Jovanovic et al. 1995 e, Silverstein 1996], ist mit dem TwinEr<sup>®</sup> OPMI 11 nur durch die Defokussierung des Laserstrahls oder durch die Applikation mehrerer nebeneinander liegender Laserpulse möglich. Mit dem TwinEr<sup>®</sup> OPMI 11 sind ein defokussierter Strahldurchmesser von maximal 1600  $\mu\text{m}$  sowie eine maximale Leistungen von 100 mJ einstellbar. Daraus resultiert eine maximale Energiedichte von ca. 5  $\text{J}/\text{cm}^2$  bei Einzelapplikation, die unter der Schwellenergiedichte von ca. 8  $\text{J}/\text{cm}^2$  für das humane Trommelfell bzw. das Pferdetrommelfell liegt. Zudem werden bei Defokussierung durch Verschlechterung des Strahlprofils noch höhere Schwellenenergiewerte notwendig sein. Mehrfachapplikationen von nebeneinander liegenden, fokussierten bzw. übereinander liegenden, defokussierten Laserstrahlen sind zur Erzeugung ausreichender Perforationsdurchmesser zwar am Trommelfellmodell simulierbar, werden sich im klinischen Einsatz jedoch schlecht realisieren lassen. Hier wird die Blutungstendenz durch fehlende koagulierende Wirkung des Erbium:YAG-Laser bzw. das aus dem Mittelohr austretende Sekret bei SOM zu einer schnellen Absorption der Laserstrahlung führen [Sedlmaier 2000]. Nach Perforation des Trommelfells ist dagegen eine schnelle Absorption im Mittelohrsekret erwünscht. Eine akzidentelle Bestrahlung mit Innenohrschädigung kann dadurch vermieden werden. Für einen klinischen Einsatz ist die kurze Einzelpulsdauer von 250-500  $\mu\text{s}$  vorteilhaft, da es nur zu einer geringen Irritation der Schmerzrezeptoren kommt [Sedlmaier 2000].

Das **Erbium:YAG-Laserotoskop** (Baasel Lasertechnik, Starnberg, Deutschland) ist die Modifikation eines in der Glaukomtherapie eingesetzten Lasergerätes. Durch Veränderungen am Linsensystem waren mit diesem Gerät im Fokus Strahldurchmesser von ca. 500  $\mu\text{m}$  möglich. Die maximale Pulsenergie betrug 200 mJ (Energiedichte: 102  $\text{J}/\text{cm}^2$ ), die Pulshalbwertsbreite 250  $\mu\text{s}$ , und die Repetitionsfrequenz 3 Hz. Bei fokussiertem Strahldurchmesser wurde das Pferdetrommelfell schwelennah ab einer Energie von ca. 20 mJ (Energiedichte: 11  $\text{J}/\text{cm}^2$ ) perforiert. Perforationen von 350  $\mu\text{m}$  bis 400  $\mu\text{m}$  waren mit einer Energie von ca. 70 mJ (Energiedichte: 36  $\text{J}/\text{cm}^2$ ) möglich. Vergleichbare Perforationen konnten mit dem TwinEr<sup>®</sup> OPMI 11 bereits ab einer Energie von ca. 50 mJ (Energiedichte: 40  $\text{J}/\text{cm}^2$ ) erreicht werden. Die geringere Effizienz des Erbium:YAG-Laserotoskopes gegenüber

dem Erbium:YAG-Lasermikroskop ist durch die bauartbedingte schlechtere Fokussierbarkeit der Laserstrahlung (Monokularsicht bei zweifacher Vergrößerung) auf dem Zielgewebe bedingt. Durch Defokussierung konnte bei diesem Laserotoskop der Strahldurchmesser auf 1750  $\mu\text{m}$  vergrößert werden. Die bei diesem Strahldurchmesser mit dem System erreichbare maximale Energiedichte von 9  $\text{J}/\text{cm}^2$  (Energie: 200 mJ) liegt deutlich unter der Sättigungsenergiedichte von 36  $\text{J}/\text{cm}^2$ . Perforationen wären dann nur durch eine Mehrfachapplikation auf die gleiche Stelle zu erzielen. Wie beim TwinEr<sup>®</sup> OPMI 11 spricht auch beim Er:YAG-Laserotoskop die Blutungstendenz und die schnelle Absorption von Laserstrahlung im austretenden Mittelohrsekret gegen diese Applikationsform.

Bei der Applikation eines Erbium:YAG-Laserpulses auf das Trommelfell wird eine Knall erzeugt, der für das Innenohr als putatives akustisches Risiko betrachtet werden muss. PFALZ et al. (1993) geben in ihren Messungen für den Erbium:YAG-Laser akustische Peaks bis 133 dB mit sehr kurzen Impulsdauern von  $< 1\text{ms}$  an. In tierexperimentellen Versuchen an Meerschweinchen führte erst eine Applikation von 500 Erbium:YAG-Pulsen mit einer Energie von 50 mJ (0,25 ms Impulsdauer, Repetitionsrate 2 Hz, Focus 300  $\mu\text{m}$ , Energiedichte: 70  $\text{J}/\text{cm}^2$ ) zu einer vorübergehenden Minderung der cochleären Mikrophonpotentiale und einer reversiblen Schwellenabwanderungen in der BERA. Bei einer deutlich höheren Impulsemfindlichkeit von Meerschweinchen gegenüber dem Menschen scheint die Gefahr einer akustischen Schädigung nicht gegeben [Pfaltz 1993]. ARNOLD et al. (1996) geben in ihren experimentellen Untersuchungen an der Meerschweinchencochlea 10  $\text{J}/\text{cm}^2$  als anwendungssicher an. Die klinischen Ergebnisse von NAGEL (1997) und HUBER (2001) bestätigten diese Aussage. Dem widersprechen Untersuchungen von HAUSLER et al. (1999), die direkt postoperativ reversible Schwellenabwanderungen in der Knochenleitung bis 75 dB im Mittel- und Hochtonbereich beim Einsatz des Erbium:YAG-Laser zur Stapedotomie beobachteten. Auch JOVANOVIC (1995 c) und WILHELM (1998) berichten über ein erhöhtes Risiko für Lärmtraumata des Innenohres ab Gesamtenergien von über 100 mJ. Bei derzeit widersprüchlichen Angaben hinsichtlich eines akustischen Risikos sollten weitere Studien zur klinischen Sicherheit des Erbium:YAG-Lasers erfolgen. Der Erbium:YAG-Laser kann daher noch nicht als neues Instrument zur Therapie einer SOM empfohlen werden.

#### 4.2.2. Der CO<sub>2</sub>-Laser

Erste Experimente zur CO<sub>2</sub>-Lasermiringotomie wurden von WILPIZESKI (1977) an Affen durchgeführt. Dabei kam es zu einem Verschluss der CO<sub>2</sub>-Laserparazentesen ohne makroskopische Vernarbungszeichen und an den aufbereiteten Innenohren konnte keine Schädigung nachgewiesen werden. Über ersten klinische Erfahrungen mit der CO<sub>2</sub>-Laserparazentese berichtete GOODE (1982). Nach invitro Experimenten an humanen Felsenbeinen und Tierversuchen an Katzen behandelte er 10 Patienten in Lokalanästhesie. Die Perforationen mit Durchmessern zwischen 1,5 und 2,5 mm verheilten innerhalb von 6 Wochen (Leistungen: 10-16 W, Pulsdauer: 100 ms, Spotdurchmesser: 1 mm, Leistungsdichte: ca. 1300-2000 W/cm<sup>2</sup>). SÖDERBERG et al. (1986) untersuchten licht- und rasterelektronenmikroskopisch den Heilungsverlauf von CO<sub>2</sub>-Lasermiringotomien an Ratten. Im Vergleich zur konventionellen Parazentese beobachteten sie einen verzögerten Heilungsverlauf. Die Heilung der CO<sub>2</sub>-Laserparazentese setzte mit der Bildung von hyperplastischem Epithel an den Perforationsrändern ein. LIPMANN und GUELCHER (1988) untersuchten die Abhängigkeit der Verschlusszeit vom Perforationsdurchmesser und gaben für Perforationen über 1,25 mm erhöhte Komplikationsraten (persistente Perforationen und Bildung von Retraktionstaschen) an. Bei einer 53 prozentigen Heilungsrate der SOM in ihrem Patientengut errechneten sie ein Kostenreduktion um 75 Prozent für die CO<sub>2</sub>-Laserparazentese im Vergleich zur herkömmlichen Behandlung mit Paukenröhrchen. Bei etwa einer Million behandelter Patienten in den USA (ca. 80 000 in Großbritannien ) per anno stellt dies einen bedeutenden Kostenfaktor dar. DeROWE et al. (1994) stellten das Konzept der CO<sub>2</sub>-Lasermiringotomie mit einer durch ein Handotoskop geführten Silberhalidfaser vor. In tierexperimentellen Untersuchungen an Meerschweinchen konnte eine Abhängigkeit der Ventilationszeiten von der verwendeten Pulsdauer bzw. der von ihr abhängigen Breite der perifokalen, thermischen Schädigungszone anstatt von der verwendeten Energie dokumentiert werden. Aus den Untersuchungen von SOEDERBERG (1984), LIPMANN und GUELCHER (1988) und JOVANOVIC (1995) erweist sich der Perforationsdurchmesser als weiterer Parameter für die Zeitdauer der therapeutischen Paukenbelüftung bei einer SOM durch eine CO<sub>2</sub>-Lasermiringotomie. Wegen der Gefahr persistenter Trommelfellperforationen empfohlen

SOEDERBERG (1984), LIPMANN und GUELCHER (1988) Perforationsgrößen kleiner als 2,5 mm. Auch die Form der angelegten Perforation (kreisförmig, nierenförmig, viereckig) kann zu einer Heilungsverzögerung mit verlängerter Paukenbelüftung beitragen [Valtonen 1999, Valtonen 2001]. JOVANOVIC et al. (1995 e) zeigten, dass auch bei Kindern unter 10 Jahren durch eine geeignete Wahl der Laserparameter die CO<sub>2</sub>-Laserparazentese nahezu schmerzfrei in Oberflächenanästhesie des Trommelfells mit alkoholischer Tetracainbase-Lösung (32 %, 30 Minuten Einwirkdauer) durchführbar ist. Im klinischen Einsatz sollten dabei maximal Pulsdauern von 200 ms verwendet werden, da sonst verstärkt Schmerzempfindungen auftreten [Coma 1996]. Im folgenden soll der in dieser Arbeit verwendete CO<sub>2</sub>-Laser mit seinen verschiedenen Applikations- und Scannersystemen unter diesen Gesichtspunkten diskutiert werden.

Mit dem **Mikromanipulatoren Mikroslad® 719** lässt sich das Trommelfellgewebe präzise und mit geringer perifokaler thermischer Gewebeschädigung bearbeiten. Der Mikroslad® 719 erzeugt bei fokussiertem Laserstrahl Perforationen von ca. 750 µm (Leistung: 8 W, Pulsdauer: 50 ms, Energie: 0,4 J). Zur Therapie einer SOM könnten Perforationsdurchmesser von 750 µm nicht ausreichend sein. JOVANOVIC (1995) gab eine Verschlusszeit für Perforationen von 700 µm mit 5-7 Tagen an, während allerdings LIPMANN und GUELCHER (1988) über mittlere Ventilationszeiten von 2 bis 4 Wochen bei Perforationsgrößen von 800 µm berichteten. Im klinischen Einsatz gibt JOVANOVIC (1995) für den Mikroslad® 719 Energien je Puls zwischen 0,1 J-0,8 J mit Applikationen von 1 bis 28 Pulsen an. Derart hohe Gesamtenergien waren an unserem Trommelfellmodell nicht notwendig, da im Gegensatz zu den entzündlich verdickten Trommelfellen pathologische Veränderungen am Modellgewebe fehlten. Als optimale Parameter zur Laserparazentese wurde für eine schmerzlose, effektive und sichere Applikation von JOVANOVIC et al. (1995) eine Leistungsdichte von ca. 2000 W/cm<sup>2</sup> angegeben (Leistung: 15 W, Pulsdauer: 50 ms, Energie: 0,75 J, Spotdurchmesser: 1000 µm ). Dies korreliert mit den in dieser Arbeit bestimmten Werten. Zwar ist eine geringere Gesamtenergie (Energie: 0,4 J) notwendig, jedoch ist die Leistungsdichte von ca. 1680 W/cm<sup>2</sup> (Leistung: 7,5 W, Pulsdauer: 50 ms, Spotdurchmesser: 750 µm) vergleichbar. Diese Gesamtenergie liegt weit unterhalb der von JOVANOVIC (1995) angegebenen

Gesamtenergie von 3 J, ab der Risiken für das Innenohr bei direkter Bestrahlung der Stapesfussplatte bestehen.

Der Spotdurchmesser von 180  $\mu\text{m}$  im Fokus des **Acuspot<sup>®</sup> 710** ist für eine Laserparazentese zur SOM-Therapie nicht ausreichend. In Verbindung mit dem Scanner SilkTouch<sup>®</sup> 768 lassen sich die Bestrahlungsflächen von 750  $\mu\text{m}$  bis auf 1750  $\mu\text{m}$  Durchmesser vergrößern. Die zur Perforation notwendigen Leistungen liegen zwischen 7-10 W bei Pulsdauern von 50-150 ms, mit Zunahme der Perforationsgröße steigt die jeweilige Gesamtenergie, liegt aber mit maximal 1,4 J ebenfalls noch im sicheren Bereich. COHEN et al. (1998) haben den Acuspot<sup>®</sup> 712 (Spotdurchmesser 140  $\mu\text{m}$ ) in Verbindung mit dem Scanner SurgiTouch<sup>®</sup> im klinischen Einsatz bei Patienten mit SOM getestet. Bei einer Pulsdauer von 50 ms geben sie Leistungen zwischen 10-30 W an, um Perforationen von 1600  $\mu\text{m}$  bis 2600  $\mu\text{m}$  Durchmesser zu erhalten. Die Perforationen verheilten im Durchschnitt zwischen 2-4 Wochen mit einer 53 prozentigen Heilungsrate der SOM.

Das **Laserotoskop 1** (UKBF) zeichnet sich durch die direkte koaxiale Betrachtung des Operationsfeldes aus, wie sie von handelsüblichen Handotoskopen für den Kliniker gewohnt ist. Die Bildqualität der Optik bzw. die Beleuchtung des Operationsfeldes durch die Kaltlichtquelle müssen verbessert werden, da sie den klinischen Ansprüchen nicht genügen. Das Laserotoskop 1 (UKBF) erzeugt bei fokussiertem Laserstrahl Perforationen von ca. 700  $\mu\text{m}$  Durchmesser (Leistung: 7 W, Pulsdauer: 50 ms, Leistungsdichte: ca. 1800  $\text{W}/\text{cm}^2$ ), die vergleichbar dem Mikroskad<sup>®</sup> 719 für eine suffiziente Paukenbelüftung bei SOM zu klein sein könnten. Limitierender Faktor bei der Vergrößerung der Bestrahlungsfläche durch ein Scannersystem ist der Innendurchmesser des Oskopes und des Ohrtrichters. In Verbindung mit dem Scanner SilkToch<sup>®</sup> lassen sich Perforationen von ca. 2150  $\mu\text{m}$  (Leistung: 8 W, Leistungsdichte: 1800  $\text{W}/\text{cm}^2$ , Pulsdauer: 100 ms) erzeugen, die eine suffiziente Therapie der SOM ermöglichen. Die applizierte Gesamtenergie (0,5 J bzw. 0,6 J) liegt auch hier für das Innenohr im sicheren Bereich. Das speziell für die Laserparazentese entwickelte **Laserotoskop 2** (Fa. ESC-Sharplan) bietet eine sehr gute Handhabbarkeit. Das Videosystem liefert eine ausgezeichnete Bildqualität. Die durch das Laserotoskop 2 (Fa. ESC-Sharplan) in Kopplung mit dem SurgiTouch<sup>®</sup> erreichbaren Perforationsdurchmesser (Modus II, Perforationsdurchmesser: 1750  $\mu\text{m}$ , Leistung: 5 W, Leistungsdichte: 3900  $\text{W}/\text{cm}^2$ , Pulsdauer:

200 ms; Modus III: Perforationsdurchmesser: 2100  $\mu\text{m}$ , Leistung: 7 W, Leistungsdichte: 5570  $\text{W}/\text{cm}^2$ , Pulsdauer: 200 ms) haben zur Therapie der SOM einen suffizienten Durchmesser und liegen für das Innenohr im sicheren Bereich (Gesamtenergie: 1-1,4 J). Beide Laserotioskope können zum jetzigen Zeitpunkt das Operationsmikroskop noch nicht vollständig ersetzen. Die zweidimensionale Betrachtung des Zielgewebes sowie die Schwierigkeiten bei einer eventuellen Sekretabsaugung machen den Einsatz eines Mikroskopes notwendig.

In den Versuchen mit der **Silberhalidfaser** wurde der Faser-Gewebe Abstand von 1 mm konstant gehalten. Bei einem Durchmesser der Faser von 900  $\mu\text{m}$  vergrößert sich der Spotdurchmesser im Abstand von 1 mm durch Divergenz der Laserstrahlung nach Faseraustritt auf ca. 1400  $\mu\text{m}$ . Unter Verwendung einer Pulsdauer von 50 ms wird der Sättigungsbereich bei einer Leistung von ca. 8 W (Leistungsdichte: 520  $\text{W}/\text{cm}^2$ , Gesamtenergie: 0,4 J) mit maximalen Perforationsdurchmessern von 1100  $\mu\text{m}$  erreicht. Bei einer Pulsdauer von 100 ms beginnt der Sättigungsbereich bei gleicher Leistungsdichte (Gesamtenergie 0,8 J) mit maximalen Perforationsdurchmessern von ca. 1350  $\mu\text{m}$ . Eine Vergrößerung der Perforationen auf die dem Faserspot entsprechenden Durchmesser ist nur durch die Verlängerung der Pulsdauer von 50 ms auf 100 ms, nicht aber durch eine Erhöhung der Leistung zu erreichen. Dies kann durch die vergrößerte Halbwertsbreite des Gausschen Strahlprofils der Silberhalidfaser bei längeren Pulsdauern erklärt werden. Einen solcher Zusammenhang wurde bereits von DeROWE und KATZIR (1994) beschrieben. Mit der Verlängerung der Pulsdauer kommt es auch zu einer verstärkten lateralen Diffusion thermischer Energie im Trommelfellgewebe, das Resultat ist eine verbreiterte perifokale Zone thermischer Schädigung. Ein histologischer Nachweis hierfür konnte weder von DeROWE und KATZIR (1994) noch mit den Ergebnissen dieser Arbeit erbracht werden. Ein zu lösendes Problem für den klinischen Einsatz der Silberhalidfaser stellt die schnelle Zerstörung der Faserspitze durch versprengte Gewebepartikel und die schwierige Positionierung der Faser im richtigen Abstand zum Trommelfell dar. Zudem besteht bei Verwendung am Patienten durch Kopfbewegung ein potentiell Verletzungsrisiko für das Trommelfell, so dass die Silberhalidfaser mit dem Handotioskop derzeit nicht für einen klinischen Einsatz empfohlen werden kann.

### 4.3. Zusammenfassung

1. Das Pferdetrommelfell ist ein geeignetes Trommelfellmodell zur Testung von Lasersystemen, die im infraroten Wellenlängenbereich arbeiten. Verglichen mit dem Referenzgewebe humanes Trommelfell zeichnet es sich durch einen ähnlichen histologischen Aufbau, einen vergleichbaren Wassergehalt und eine vergleichbare Gewebestärke aus. An beiden Gewebe besteht für den Erbium:YAG-Laser (2940 nm) und den CO<sub>2</sub>-Laser (10600 nm) ein ähnliche Abhängigkeit der Perforationswirkung von der Laserenergie.
2. Der Erbium:YAG-Laser ist durch ein nahezu athermisches Abtragungsverhalten am Trommelfellgewebe gekennzeichnet. Mit dem in dieser Arbeit verwendeten System TwinEr<sup>®</sup> OPMI 11 können bei Einzelapplikation nur Perforationsdurchmesser erzeugt werden, die für eine therapeutische Belüftung des Mittelohres bei chronisch-sekretorischer Otitis media zu klein sind. Eine Vergrößerung der Perforationsdurchmesser ist durch Defokussierung des Laserstrahls möglich, jedoch ist das Leistungsspektrum des Lasers zu gering, um derartige Perforationsdurchmesser mit einer Einfachapplikation zu erreichen. Außerdem besteht bei der Applikation hoher Gesamtenergien die Gefahr der Innenohrschädigung. Mit dem Konzept zur Ein-Schuß-Laserparazentese sollen Mehrfachapplikationen bei fehlender koagulativer Wirkung des Erbium:YAG-Lasers am Trommelfell vermieden werden. Derzeit ist der Erbium:YAG-Laser noch nicht als neues Instrument zur Laserparazentese zu empfehlen.
3. Der CO<sub>2</sub>-Laser ist durch ein thermisches Abtragungsverhalten am Trommelfellgewebe gekennzeichnet. Für diesen Laser steht bereits eine große Auswahl möglicher Applikationssystem zur Verfügung. Mit den in dieser Arbeit untersuchten Applikationssystemen lassen sich nur in Verbindung mit verschiedenen Scannersystemen suffiziente Perforationsdurchmesser zur Therapie einer chronisch-sekretorischen Otitis media erzeugen. Die dazu notwendigen Energien liegen innerhalb der therapeutischen Sicherheit für das Innenohr. Für den klinischen Einsatz erscheinen dabei die günstigsten Kombinationen der Operationsmikroskop-gekoppelte Mikromanipulator Akuspot 712<sup>®</sup> mit dem Scannersystem SurgiTouch<sup>®</sup>. Die einfache Defokussierung der Mikromanipulatoren zur Vergrößerung der Spotdurchmesser sollte wegen

innenohrschädigender, hoher Gesamtenergien vermieden werden. Die Laserotokope stellen eine Vereinfachung der Lasermiringotomie dar, da auf ein unhandliches Operationsmikroskop verzichtet werden kann. Hier hat sich der Prototyp des CO<sub>2</sub>-Laserotokops der Firma ESC-Sharplan in Kombination mit dem Scannersystem SurgiTouch<sup>®</sup> als das beste System erwiesen. Die Silberhalidfaser kann wegen starker Materialanfälligkeit und potentieller Verletzungsgefahr nicht für den klinischen Einsatz empfohlen werden. Wegen seiner koagulativen Wirkung ist der CO<sub>2</sub>-Laser für den Einsatz zur Laserparazentese gegenüber dem Erbium:YAG-Laser zu empfehlen, die untersuchten Applikationssysteme bedürfen jedoch weiteren Anpassungen an unterschiedliche klinische Erfordernisse.