

# Charakterisierung eines Ultraschallskalpells: Akustische Leistung in Wasser und Temperaturerhöhung in Gewebe

Ch. Koch<sup>1</sup>, T. Friedrich<sup>2</sup>, U. Eichfeld<sup>2</sup>, N. Stolle<sup>2</sup>

1: Lab. 1.43, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Bundesallee 100, 38116 Braunschweig, e-mail: christian.koch@ptb.de

2: Chirurgische Klinik 1, Universität Leipzig, Liebigstr. 20a, 04103 Leipzig

## 1. Einführung

Ultraschallskalpelle werden in steigendem Maße in der offenen und endoskopischen Chirurgie eingesetzt, da sie, verglichen mit anderen Methoden zum Schneiden und Koagulieren wie Diathermie und Laseranwendung, zahlreiche Vorteile bieten [1-3]. Die Arbeitsweise beruht auf einer Metallklinge, die von einem Hochleistungsultraschallwandler in longitudinaler Richtung zu Schwingungen angeregt wird. An der Grenzfläche zwischen Klinge und Gewebe treten dabei lokal sehr hohe Temperaturen auf, die zu einer Koagulation des Gewebes durch Denaturierung von Eiweiß und auf diese Weise zum Verschluss des durchtrennten Gefäßes führen.

Die entstehende Wärme wird jedoch auch in das benachbarte Gewebe abgeleitet und führt in der Umgebung der Operationsstelle zu erhöhten Temperaturen. In diesem Randbereich können sich aber Gefäße, Gewebe oder Organe befinden, die keinesfalls durch die entstehende Wärme geschädigt werden dürfen. Um abschätzen zu können, wie groß der „Sicherheitsabstand“ sein sollte, muss die Temperaturverteilung im Gewebe bestimmt werden.

Gleichzeitig wird auch Ultraschall in den Körper des Patienten eingekoppelt, der zu empfindlichen Körperteilen, wie dem Ohr weitergeleitet werden kann. Die erste Voraussetzung für eine Einschätzung der Wirkung dieser Schallwellen ist die Messung der akustischen Ausgangsgrößen in Wasser [4], die eine Abschätzung der Ultraschallexposition erlaubt.

## 2. Messung der abgeleiteten akustischen Ausgangsleistung in Wasser

Die abgeleitete akustische Leistung wurde aus einer Hydrophonmessung ermittelt und die Messung in einem Tank mit einem Durchmesser von ca. 1,5 m durchgeführt, der bis ca. 80 cm Höhe mit Wasser gefüllt war. In der Mitte des Tanks befand sich eine Plastiktüte (Ø ca. 50 cm), die mit ca. 120 l deionisiertem und entgastem Wasser gefüllt war. Innerhalb dieses Wasservolumens wurden die Messungen durchgeführt. Die Wände des Tanks waren mit Absorbern [5] ausgekleidet, um störende Randreflexionen zu vermindern.

Als Hydrophon wurde ein kalibriertes piezoelektrisches Keramikhydrophon vom Typ 8103 (Brüel & Kjær) verwendet. Es wurde mit Hilfe einer Justiervorrichtung im Tank positioniert, mit der sowohl der Abstand  $r$  zur Klinge als auch der Winkel  $\theta$  zur Klingennachse eingestellt werden konnte. Der Drehpunkt und Nullpunkt des Koordinatensystems lag dabei exakt im Durchstoßpunkt der Klinge durch die Wasseroberfläche.

Das Hydrophonsignal wurde mit einem Verstärker (2650, Brüel & Kjær) weiterverarbeitet und mit Hilfe eines Digitaloszilloskopes dargestellt. Um die kavitationsbedingten Schwankungen zu vermindern, wurde jede Messung 100-fach

gemittelt. Mit Hilfe einer schnellen Fourier-Transformation (FFT) wurden die Amplituden der Grundwelle und, für Vergleichszwecke, die der ersten Harmonischen ermittelt. Diese Spannungsamplituden konnten mit Hilfe der Kalibrierdaten des Hydrophones in Schalldruckamplituden umgerechnet werden.

Die Klinge des Ultraschallskalpells wurde senkrecht in das Wasser eingetaucht. Wenn die Eintauchtiefe  $\lambda/4$  beträgt, kann die Anordnung als Dipolschallquelle aufgefaßt werden. Die akustische Leistung  $P$ , die eine solche Schallquelle in Richtung der Klingennachse abgibt, lässt sich an einem Messpunkt mit dem Abstand  $r$  aus dem gemessenen Schalldruck  $p(r)$  durch [6]

$$P = \frac{\pi r^2 |p(r)|^2}{2\rho c} \quad (1)$$

ermitteln, wobei  $\rho$  die Dichte und  $c$  die Schallgeschwindigkeit des Tankmediums (hier Wasser) bedeuten.

Die Messungen im Wassertank wurden für vier verschiedene Klingen eines Dissektors (UltraCision® Ethicon Endo Surgery, Norderstedt) durchgeführt, das 5 verschiedene Leistungsstufen erlaubt. Bei allen Instrumenten wurde starke Kavitationsaktivität beobachtet, wobei jedoch Variationen zwischen den einzelnen Instrumenten auftraten. Das Einsetzen der Kavitation konnte durch das charakteristische Geräusch mit hohen Frequenzanteilen im Audiobereich eindeutig identifiziert werden. Bei den niedrigen Leistungsstufen setzte die Kavitation z. T. mit einer zeitlichen Verzögerung ein. Dadurch gelang es, Leistungswerte mit geringer und mit hoher Kavitationsaktivität zu bestimmen.

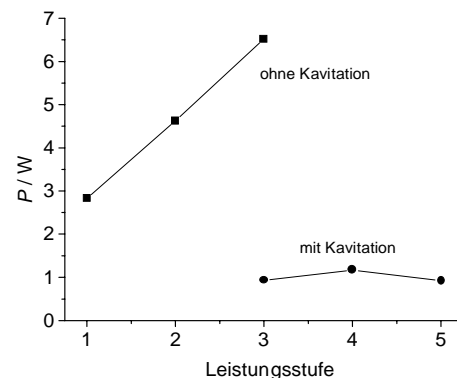


Abb. 1: Abgeleitete Leistung der Schere LCS 6 mit glatter Klinge mit (Kreise) und ohne Kavitation (Quadrate)

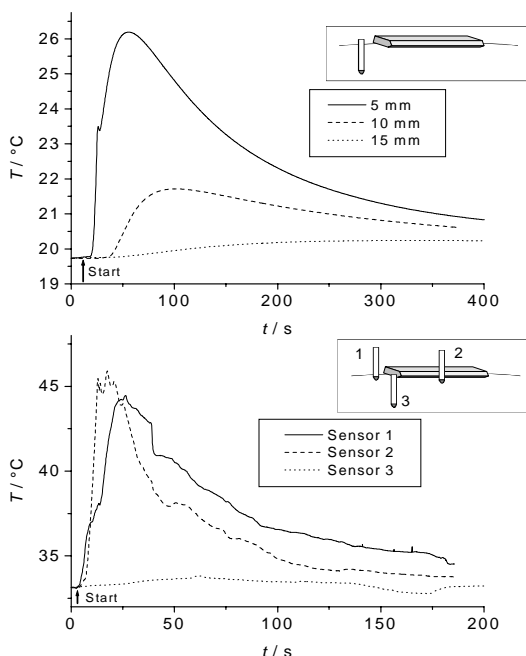
Ohne Kavitation erhöht sich die abgeleitete Leistung mit der Leistungsstufe. Ein Vergleich mit einer separaten Messung

der Elongation zeigte, dass die Leistung erwartungsgemäß quadratisch mit der Auslenkungsamplitude steigt. Bei Leistungsstufe 3 jedoch kommt es (verspätet) zum Einsatz der Kavitation, die die gemessene Leistung drastisch verringert. Weiterhin nimmt  $P$  auch nicht mehr mit der Leistungsstufe zu (Sättigung).

Insgesamt konnten nur für einige Instrumententypen und oft nur bei den geringen Leistungsstufen sinnvolle Werte erhalten werden. Durch starke Kavitation und Spritzen des Wassers verlor die Klinge bei höheren Schwingungsamplituden den Kontakt zur Flüssigkeit und es wurde kein Schall in das Wasser eingekoppelt. Als Beispiel sei eine Messung für eine Schere mit glatter Klinge (LCS 6) erwähnt. Bei Stufe 1 und 2 trat kein Kavitationsgeräusch auf, in Stufe 3 setzte die Kavitation mit Verspätung ein, die Stufen 4 und 5 waren stets von Kavitation begleitet. Auf diese Weise konnte der Einfluss der Kavitation besonders deutlich verfolgt werden (Abb. 1).

### 3. Messung der Temperaturerhöhung in Gewebe

Ein weiterer, insbesondere für die chirurgische Praxis wichtiger physikalischer Parameter ist die Temperaturerhöhung in Gewebe, die während einer Behandlung auftritt. Mit Hilfe von speziell entwickelten Temperaturmesssonden konnte sie *in vitro* und *in vivo* bestimmt werden. Dazu wurden elektrische Thermoelemente (NTC, Siemens Matsushita, K19,  $R_0 = 12 \text{ k}\Omega$ ,  $\varnothing = 0,4 \text{ mm}$ ) auf Kapillaren aus Kunststoff ( $\varnothing = 2 \text{ mm}$ ) und Glas ( $\varnothing = 1,2 \text{ mm}$ ) aufgesetzt. Mit Hilfe eines Digitalvoltmeters (Keithley 2700) konnte an den in der Kapillare nach außen geführten Anschlüssen der Widerstand gemessen und in einem Computer in die entsprechende Temperatur umgerechnet werden, wobei eine durch separate Kalibrierung gewonnene Beziehung  $R(T)$  angewandt wurde. An der Messstelle wurde das Gewebe vorgestochen und der Sensor konnte dann leicht eingesetzt werden.



**Abb. 2:** Temperaturerhöhung durch Schere LCS 6 mit glatter Klinge in Lungengewebe, Stufe 5, oben: *in vitro*, unten: *in vivo*, Zeichnungen: Messkonfigurationen

Zunächst wurden Messungen *in vitro* durchgeführt, wobei frische Schweinelunge zur Anwendung kam. Im zweiten Schritt wurde ebenfalls an Schweinen *in vivo* gemessen, um den sehr wichtigen Einfluss des Abtransportes der Wärme durch die Blutströmung (Perfusion) einbeziehen zu können. In allen Experimenten sind dabei streng die Regeln der für Tierexperimente in Deutschland geltenden Gesetze und Verordnungen eingehalten worden.

In Abb. 2 ist ein Beispiel für die Temperaturerhöhung bei Anwendung der LCS 6 Schere gezeigt. Im oberen Teil wurde *in vitro* die Abhängigkeit der Temperaturerhöhung von der Tiefe untersucht, wobei keine Perfusion vorlag. Es zeigte sich, dass erwartungsgemäß das Maximum der Temperaturerhöhung mit zunehmender Tiefe geringer ausfällt und zu einem jeweils späteren Zeitpunkt auftritt. Der untere Teil zeigt *in vivo* gemessene Ergebnisse, wobei eine systematische Untersuchung wie unter *in vitro* Bedingungen nicht möglich war. Deutlich zu erkennen ist jedoch, dass die Blutströmung sehr effektiv die Wärme von der Operationsstelle wegtransportiert, da im Gegensatz zur Messung ohne Perfusion bereits in 5 mm Tiefe kaum noch eine Erwärmung festzustellen war. Außerdem zeigen sich nahe der Klinge sehr große Temperaturerhöhungen, die mit zunehmendem Abstand aber schnell abfallen. In allen Experimenten wurde in 2 mm Abstand niemals mehr als  $6^\circ\text{C}$  Temperaturerhöhung beobachtet.

### 4. Zusammenfassung

Um das Schädigungspotenzial eines Ultraschallskapells einschätzen zu können, wurde die in Wasser eingekoppelte Ultraschalleistung und die Temperaturerhöhung in Gewebe ermittelt. Die gemessenen Schalleistungen waren sehr stark von Kavitationseffekten abhängig und eine abschließende Interpretation ist zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht möglich. Auf Grund der Messungen der Temperaturerhöhung im Gewebe und histologischer Untersuchungen konnte jedoch ein „Sicherheitsabstand“ von 3 mm definiert werden, der bei einer Behandlung zu gefährdeten Strukturen und Organen eingehalten werden soll.

### 5. Literatur

- [1] J. F. Amaral: „Ultrasonic Dissection“, *End Surg* **2**, 181-185 (1994).
- [2] S. S. Rothenberg, J. H. T. Chang, „Laparoscopic Pull-Through Procedures Using the Harmonic Scalpel in Infants and Children with Hirschsprungs Disease“, *J Ped Surg* **32**, 894-896 (1997).
- [3] U. Eichfeld, A. Tannapfel, M. Steinert, T. Friedrich, „Evaluation of UltraCision in Lung Metastatic Surgery“, *Ann Thorac Surg* **70**, 1181-1184 (2000).
- [4] IEC 61847: 1998, „Ultrasonics – Surgical Systems – Measurement and declaration of the basic output characteristics“.
- [5] E. Meyer, K. Tamm, „Breitbandabsorber für Flüssigkeitsschall“, *Acustica / Akust. Beihefte* **2** (1952), 91-104.
- [6] E. Skudrzyk, „The foundations of acoustics“, Springer, Berlin, 1971.