

# Messung der „Färbung“ des Kavitationsrauschens

Andreas Hertz-Eichenrode, Reinhard Sobotta und Christoph Jung

Elma Hans Schmidbauer GmbH & Co. KG, D-Singen

## 1. Einführung

Zur Ultraschall-(US-)Reinigung wird meist die US-induzierte Kavitation genutzt. Die transiente Kavitation wirkt dabei durch die beim Blaskollaps erzeugten Strömung und Stoßwelle auf die zu reinigende Oberfläche ein. Die mechanische Wirkung der Kavitation ist aber nicht auf einfache Weise zu messen. Daher wurde bereits vorgeschlagen, das beim Kollaps erzeugte Geräusch spektral auszuwerten [1]. In dieser Arbeit werden spektrale Verteilung bzw. „Färbung“ des Rauschens und Linearität des Rauschpegels in Abhängigkeit von der US-Intensität oberhalb der Kavitationsschwelle betrachtet.

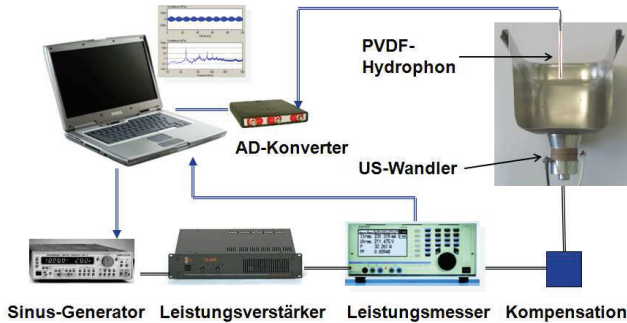


Abb. 1: Aufbau zur Messung der akustischen Spektren

## 2. Messaufbau

Das sinusförmige Signal eines Funktionsgenerators wird über einen linearen Leistungsverstärker und einen Leistungsmesser auf einen kompensierten piezoelektrischen US-Wandler gegeben (s. Abb. 1). Der Wandler koppelt den Ultraschall in eine mit deionisiertem Wasser gefüllte Edelstahlwanne und erzeugt darin Kavitation. Mittels eines PVDF-Hydrophons mit einer Bandbreite von ca. 5 MHz wird das Geräusch in der kavitierenden Flüssigkeit gemessen. Das von dem Hydrophon aufgenommene bandbegrenzte Signal wird auf einen 12-Bit-AD-Wandler mit einer Abtastrate von 10 MS/s gegeben. Mit einer Speichertiefe von 128 kByte wird das Signal aufgezeichnet und anschließend mit einer Blackman-Funktion zeitlich gewichtet, um eine hohe Dynamik im Frequenzbereich zu erzielen. Mittels einer FFT wird nun das akustische Spektrum berechnet. Die Frequenzauflösung beträgt in diesem Fall ca. 76 Hz.

## 2. Messungen mit Sinus-Signalen zur Bestimmung der Färbung des Spektrums

Bei einer Frequenz von  $f_0=27$  kHz wurde eine Intensität von 3 W/cm<sup>2</sup> an der Abstrahlfläche des US-Wandlers eingestellt. Abbildung 2 zeigt ein typisches Spektrum des Schalldruckpegels (blau). Bei der Grundfrequenz  $f_0$  tritt im Spektrum die höchste Amplitude auf. Die Breite dieser Spektrallinie beträgt aufgrund der zeitlichen

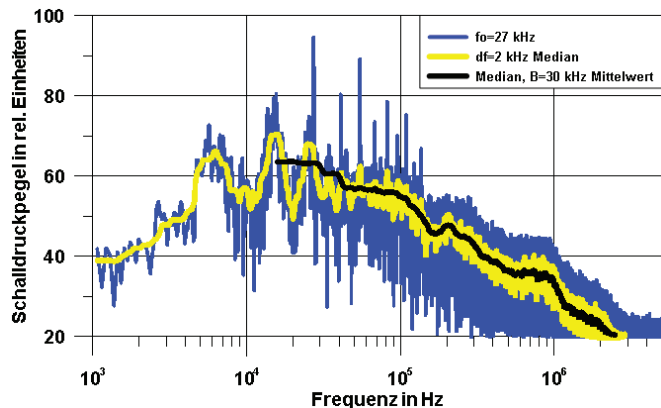


Abb. 2: Typisches Spektrum des Schalldruckpegels bei Anregung mit einer Frequenz von 27 kHz bei transienter Kavitation.

fensterfunktion ca. 1 kHz. Daher wird ein gleitender Median mit einer Bandbreite von 2 kHz über das Spektrum berechnet. Durch diese Art der Mittelung bleibt die gefärbte Struktur des Rauschens weitgehend erhalten, während Maxima und Minima geglättet werden (Abb. 2, gelbe Kurve). Im Bereich der  $\frac{1}{4}f_0$ - und  $\frac{1}{2}f_0$ -Subharmonischen treten Maxima mit einer Breite von ca. 3 kHz auf, die nicht exakt harmonisch sind. Um die globale spektrale Struktur des Rauschpegels deutlicher herauszuarbeiten wird zusätzlich zum Median ein gleitender Mittelwert mit einer Bandbreite von 30 kHz berechnet (Abb. 2, schwarze Kurve). Diese Messung wurde außerdem bei einer US-Frequenz von  $f_0=65$  kHz (blau) durchgeführt, um den Einfluss der Frequenz auf das Spektrum zu untersuchen. Abbildung 3 gibt die Ergebnisse der gleitenden Medianbildung mit  $df=2$  kHz und einer anschließenden Mittelwertberechnung über  $B=30$  kHz wieder. Es ist gut zu erkennen, dass die hochfrequenten Anteile der gemittelten Spektren (oberhalb 100 kHz) einen sehr ähnlichen Verlauf aufweisen, während die Färbungen unterhalb der US-Frequenz sich deutlich unterscheiden. Die vertikalen Pfeile weisen auf die Lage der US-Frequenzen  $f_0$  hin.

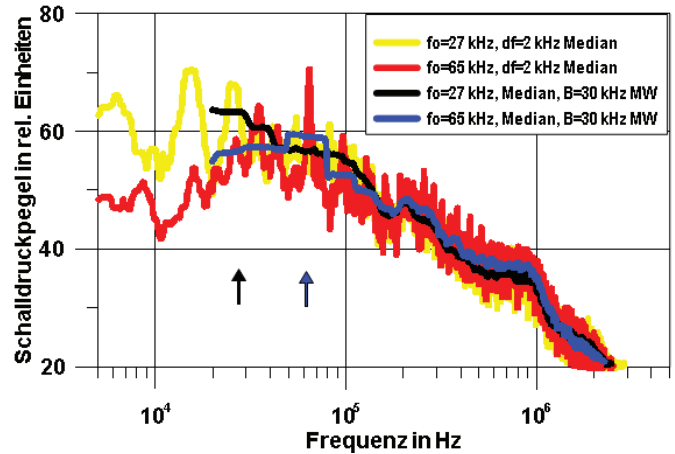


Abb. 3: Gemittelte Rauschspektren bei US-Frequenzen von  $f_0=27$  und 65 kHz.

## 3. Messung der Linearität

In einem kleinen US-Gerät werden bei niedrigem Füllstand ( $h \sim$  Wellenlänge) Messungen des Kavitationsrauschpegels mit einem Kavimeter [2] mit handelsüblichem Hydrophon bei einer US-Frequenz von  $f_0=25$  kHz durchgeführt. Das US-Signal handelsüblicher Ultraschallgeräte ist in der Regel mit der gleichgerichteten Netzfrequenz moduliert (DH). Außerdem ist die US-Frequenz nicht konstant, sondern wird entsprechend der Impedanz bzw. Phase des US-Wandlers geregelt. Das Kavitationsspektrum nach Abb. 4 wird mit einer Abtastrate von 1,5 MS/s mit 14 Bit Auflösung gemessen. Es werden 6 Frequenzbänder bei 0.25-, 1.25-, 2.25-, 4.25-, 8.25- und 16.25-fachem der Ultraschallfrequenz  $f_0$  betrachtet. Die Bandbreite beträgt jeweils das (+/- 0.1)-fache. In diesen Frequenzbändern wird jeweils der Rauschpegel aus einem über ca. 43 ms gemittelten Leistungsdichtespektrum berechnet. Abbildung 5 zeigt die Intensitätsabhängigkeit des Rauschpegels in diesen Frequenzbändern. Im tieffrequenten Frequenzband  $(0.25 \pm 0.1) \cdot f_0$  ist der Rauschpegel sehr niedrig und steigt nicht proportional zum Logarithmus der Intensität. Außerdem ist die Lage der Kavitationsschwelle nicht erkennbar. Bei diesen Frequenzen ist die halbe Wellenlänge in Wasser auch deutlich größer als die größte Dimension der Wanne. In den Frequenzbändern  $((2.25 \text{ und } 4.25) \pm 0.1) \cdot f_0$  folgt der Rauschpegel oberhalb der Kavitationsschwelle dem Logarithmus der Intensität mit einer Funktion 1. Ordnung und unterhalb mit 4. Ordnung. In den hochfrequenten Frequenzbändern  $((8.25 \text{ und } 16.25) \pm 0.1) \cdot f_0$  folgt der Rauschpegel nicht exakt einer Funktion 1. oder 4. Ordnung. Deshalb wird

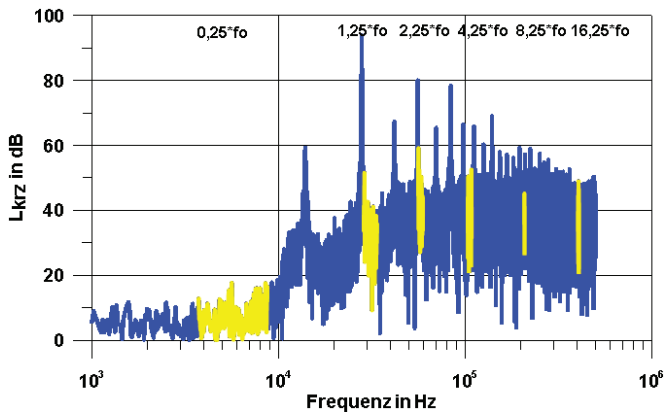


Abb. 4: Typisches Kavitationsspektrum eines 27 kHz US-Gerätes mit gekennzeichneteter Lage der Frequenzbänder

vorgeschlagen, grundsätzlich das Frequenzband  $(2.25 \pm 0.1) \cdot f_0$  zur Messung des Rauschpegels zu verwenden.

Ferner stellt sich die Frage, ob der Rauschpegel räumlich mitteln gemessen werden darf. Daher wird in einem großen Ultraschallgerät an mehreren Positionen die Intensitätsabhängigkeit des Rauschpegels gemessen und verglichen. Abbildung 6 zeigt, dass sich die Höhe des Rauschpegels mit der Position ändert. Der generelle Verlauf – vor allem oberhalb der Kavitationsschwelle – bleibt aber erhalten. Der Rauschpegel folgt oberhalb der Kavitationsschwelle einer Funktion 1. Ordnung. Somit dürfen die Rauschleistungsdichten innerhalb des beschallten Volumens, in dem auch Kavitation auftritt, räumlich gemittelt und anschließend logarithmiert werden.

#### 4. Einfluss des Hydrophons auf die Rauschpegelmessung

Für die Messung der Spektren nach Abbildung 2 und 3 wurde ein koaxiales PVDF-Hydrophon mit einem Durchmesser von ca. 1,5 mm und einer Bandbreite von ca. 5 MHz eingesetzt. Die große Bandbreite ermöglicht eine gute Übersicht über die spektrale Verteilung des Kavitationsgeräusches. Mit diesem Hydrophon ist es aufgrund der geringen Abmessungen auch möglich die Verteilung der Kavitationsstrukturen („Streamer“) im Kavitationsfeld räumlich zu vermessen.

Zur Messung der Intensitätsabhängigkeit des Schalldrucks in realen US-Geräten wird ein handelsübliches breitbandiges Hydrophon (Reson TC4034) verwendet. Dieses Hydrophon besteht aus einer piezoelektrischen Kugel, die mit Chloroprenkautschuk ummantelt ist. Der Außendurchmesser des Hydrophons beträgt 11 mm. An dieser Oberfläche bilden sich Kavitationsstrukturen, die eine ortsauflösende Messung beeinflussen. Allerdings ist dadurch eine räumliche und zeitliche Mittelung gut möglich.

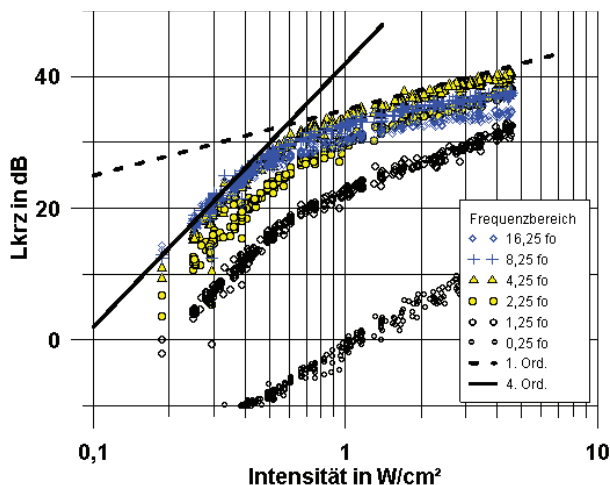


Abb. 5: Intensitätsabhängigkeit des Rauschpegels in definierten Frequenzbändern

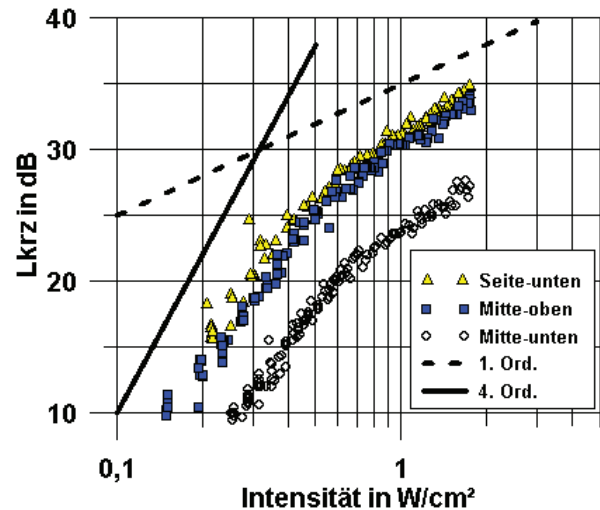


Abb. 6: Räumliche Abhängigkeit des Rauschpegels

#### 5. Zusammenfassung und Ausblick

Die Berechnung eines gleitenden Median über eine Bandbreite, die etwas größer ist, als die Bandbreite der Ultraschallanregung (inklusive Amplituden- und ggf. Frequenzmodulation) ist geeignet den Rauschanteil des Kavitationspektrums zu separieren. Mittels dieses Verfahrens kann die Färbung des Rauschens – insbesondere auch bei der Subharmonischen und deren Vielfachen – bestimmt werden. Die anschließende Berechnung eines gleitenden Mittelwertes im Frequenzbereich lässt oberhalb von 100 kHz eine große Ähnlichkeit der Spektren für die US-Frequenzen  $f_0 = 27$  kHz und 65 kHz erkennen. Der bei der höheren Frequenz tiefere Pegel im Spektrum spiegelt auch sinkende Pegel bei der Messung im jeweiligen Frequenzband  $2,25 \cdot f_0$  mit steigender US-Frequenz  $f_0$  wider.

Die Messungen des Rauschpegels in Abhängigkeit der US-Intensität in unterschiedlichen Frequenzbändern zeigen, dass

1. oberhalb des Schwellwertes der US-Intensität die Frequenzbänder bei  $(2.25 \pm 0.1) \cdot f_0$  und  $(4.25 \pm 0.1) \cdot f_0$  stets einen intensitätsproportionalen Anstieg 1. Ordnung des Rauschpegels aufweisen und
2. die Kavitationsschwelle für die zum Erreichen der transienten Kavitation nötigen US-Intensität sich stets durch einen Knick im Kurvenverlauf zu erkennen gibt.

Diese Frequenzbänder eignen sich somit für eine einfache Messspezifikation zur Messung des Rauschpegels und können dazu empfohlen werden.

Die Rauschpegel sowohl in höheren als auch tieferen Frequenzbändern als die empfohlenen weisen entweder keine lineare Korrelation mit der Intensität oder kein klares Schwellwertverhalten (gekennzeichnet durch einen Knick in der Kurve) auf.

Oberhalb der Kavitationsschwelle kann der Verlauf des Rauschpegels  $L_{krz}$  z. B. in den Frequenzbändern um  $2,25 \cdot f_0$  und  $4,25 \cdot f_0$  in Abhängigkeit von der US-Intensität als linear und mit einem Anstieg 1. Ordnung angenommen werden.

Die Messungen zeigen auch, dass räumliche und zeitliche Mittelwerte zur Auswertung gebildet werden dürfen.

Literatur:

/1/ R. Sobotta, Ch. Jung: Fortschr. d. Akustik, DAGA2011, S. 921.