

Ultraschallintensitätsmessung an Sonographiegeräten mithilfe eines kalibrierten thermoakustischen Sensors

Volker Wilkens, Hans-Peter Reimann

Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Bundesallee 100, 38116 Braunschweig

1. Einleitung

Die Messung der Schallabgabe von diagnostischen Ultraschallgeräten ist im Hinblick auf die Patientensicherheit von großer Bedeutung. Die Bestimmung der örtlichen, zeitlich gemittelten Ultraschallintensität durch Hydrophonmessungen erfordert insbesondere bei den kombinierten Bildgebungsmodi moderner Sonographiegeräte mit sehr komplizierten Impulssendefolgen einen hohen technischen Aufwand [1]. Um alle zur Gesamtintensität am Messort beitragenden Ultraschallwellen zu erfassen, müssen komplizierte Synchronisationsmethoden verwendet werden und es ist ein genauer Einblick in die Einzelheiten der Arbeitsweise des individuellen Sonographiegerätes notwendig, der üblicherweise nur dem Hersteller möglich ist.

Thermoakustische Sensoren stellen hier eine deutlich weniger aufwendige Alternative zur Intensitätsbestimmung dar. Aufgrund des thermischen Messprinzips entfällt die Notwendigkeit der Synchronisation auf einzelne Impulse und Impulsfolgesequenzen, da die Sensoren inhärent eine zeitliche Mittelung über alle am Messort einfallenden Schallereignisse durchführen.

2. Sensorprinzip und akustische Kalibrierung

Die Ultraschallintensitätsmessung mithilfe des verwendeten thermoakustischen Sensors basiert auf der Umwandlung der einfallenden akustischen Energie in Wärme im Innern eines zylindrischen Schallabsorbers [2], [3] (Abbildung 1). Der Absorber ist durch ein luftgefülltes Gehäuse teilweise thermisch isoliert und nur die Frontseite befindet sich in Kontakt mit dem umgebenden Wasser, um den Eintritt der Ultraschallwelle zu ermöglichen. An der Frontseite des Absorbers entspricht die Temperatur der des Wassers, während es auf der Rückseite zu einer Erwärmung kommt. Ein Teil der im Absorber erzeugten Wärme fließt permanent durch die Frontfläche in das Wasserreservoir. Wenn die zeitlich gemittelte Ultraschalleistung über der Absorberquerschnittsfläche ausreichend lange konstant ist, stellt sich ein Gleichgewichtszustand zwischen der durch Schallabsorption erzeugten und der ins Wasserbad abfließenden Wärme ein. Die auf der Rückseite des Absorbers mithilfe eines kleinen Temperaturfühlers gemessene Temperaturerhöhung im Gleichgewicht ΔT ist proportional zur mittleren Schallintensität I über dem Absorberquerschnitt, so dass letztere bei bekanntem Übertragungsmaß H ermittelt werden kann:

$$I = \frac{\Delta T}{H} \quad (1)$$

Zur Bestimmung der Übertragungsfunktion $H(f)$ des verwendeten Sensors (Plexiglas Absorber mit 3 mm Durch-

messer und 4 mm Länge) wurde eine akustische Kalibrierung durchgeführt. Dazu wurde zunächst das Schallfeld eines planen Sendewandlers im Fernfeld mit einem Membranhydrophon im Rasterverfahren gemessen. Es wurden Messungen bei monofrequenter Burst-anregung im Frequenzbereich von 1 MHz bis 9 MHz in Schritten von 0,1 MHz durchgeführt. Aus der gemessenen Schalldruckverteilung wurden unter der Annahme ebener Wellen die Intensitätsverteilung und die mittlere Intensität über einem Durchmesser von 3 mm $I_3(f)$ im Bereich des lateralen Schallfeldmaximums für jede Frequenzeinstellung bestimmt. In einem zweiten Durchgang wurde dann das Hydrophon durch den thermoakustischen Sensor ersetzt und für die gleichen Amplituden- und Frequenzeinstellungen wurden die Gleichgewichtstemperaturerhöhungen $\Delta T(f)$ gegenüber der Wassertemperatur im Messbecken bei einem Einschaltverhältnis von 1:2 ermittelt. Die in Abbildung 2 gezeigte Intensitäts-Temperaturübertragungsfunktion $H(f)$ ergibt sich dann aus der Temperaturerhöhung pro gemittelter Schallintensität, wobei beide Größen auf entsprechende Dauerschallfelder bezogen wurden.

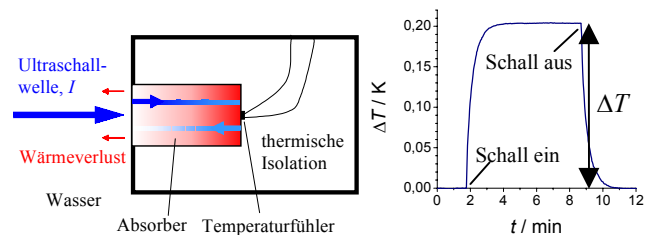


Abbildung 1: Links: Aufbau des thermoakustischen Ultraschallsensors; rechts: Beispiel einer Temperaturmesskurve und Erhöhung ΔT im Gleichgewicht.

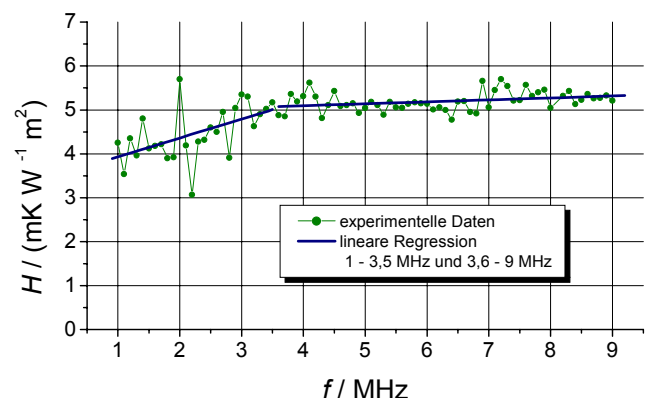


Abbildung 2: Übertragungsfunktion des thermoakustischen Sensors; experimentelle Daten und lineare Regression für zwei Frequenzbereiche.

Der Frequenzgang zeigt eine Zunahme im Bereich von 1 MHz bis ca. 3,5 MHz und danach eine etwas geringere Zunahme mit der Frequenz, so dass sich das Verhalten in erster Näherung durch zwei Geradenabschnitte beschreiben lässt. Zusätzlich sind Schwankungen der Übertragungs-

funktion aufgrund von akustischen Resonanzen im Absorber zu erkennen. Für die Messung der breitbandigen Impulse von Sonographiegeräten kann in guter Näherung ein mittlerer Übertragungsfaktor $H(f_{awf})$ bei der Arbeitsfrequenz des Schallkopfes verwendet werden, wie er sich durch die in Abbildung 2 gezeigten linearen Regressionen ergibt, da die Impulsspektren in jedem Fall mehrere Resonanzen im Frequenzgang des Sensors überdecken.

3. Messungen am Sonographiegerät

Mithilfe des kalibrierten thermoakustischen Sensors wurden Intensitätsmessungen bei diversen Parametereinstellungen im Schallfeld eines kommerziellen Sonographiegerätes durchgeführt. Zu Vergleichszwecken wurden außerdem Hydrophonmessungen bei gleicher Parameterwahl mit einem Sondenhydrophon durchgeführt, jeweils die zeitlich gemittelten Ultraschallintensitäten abgeleitet [4] und die erhaltenen lateralen Verteilungen über Kreisflächen mit 3 mm Durchmesser gemittelt.

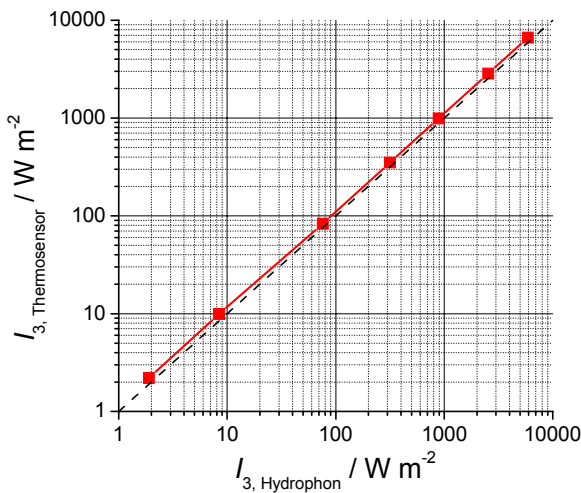


Abbildung 3: Vergleich der mit dem thermoakustischen Sensor erhaltenen mit den aus Hydrophonmessungen abgeleiteten Intensitäten im Fokusbereich eines Pulsdopplerfeldes bei unterschiedlichen Einstellungen der Sendeleistung.

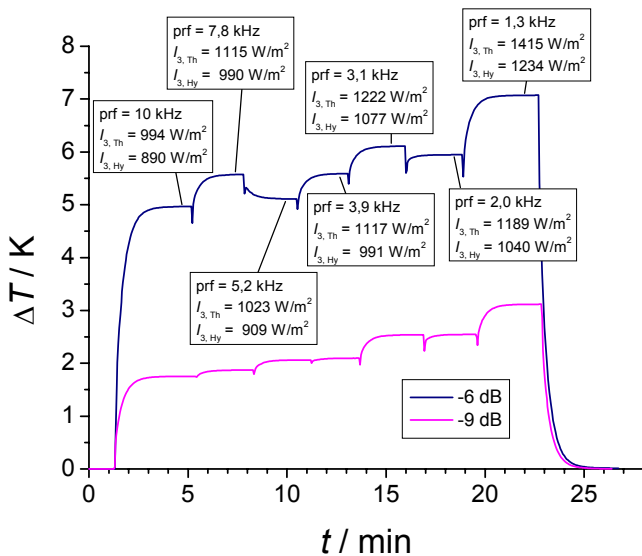


Abbildung 4: Variation der gemessenen Intensitäten bei verschiedenen Einstellungen der Impulswiederholfrequenz und zwei unterschiedlichen Sendeleistungseinstellungen.

Abbildung 3 zeigt die Ergebnisse der Messungen im Fokus eines Konvexarrayschallkopfes (Abstand ca. 64 mm) bei einer Arbeitsfrequenz von 3,5 MHz im Pulsdopplermode für Einstellungen der Sendeleistung von -18 dB, -12 dB, bis -0 dB. Man erkennt eine gute Übereinstimmung der Ergebnisse beider Messverfahren und eine ausgezeichnete Linearität des thermoakustischen Sensors in dem großen Intensitätsbereich von $2 W/m^2$ bis ca. $7000 W/m^2$.

In Abbildung 4 ist beispielhaft der Temperaturverlauf zusammen mit den ermittelten Intensitäten I_3 für unterschiedliche Einstellungen der Impulswiederholfrequenz prf dargestellt. Im Rahmen der Unsicherheiten, wie sie für aus Hydrophonmessungen abgeleitete Intensitäten üblich sind, ergibt sich auch hier eine gute Übereinstimmung der Ergebnisse beider Messverfahren. Mithilfe der Messungen mit dem thermoakustischen Sensor lassen sich auf einfache und schnelle Weise und ohne die Notwendigkeit komplizierter Synchronisationstechniken die Einstellungen am Sonographiegerät ermitteln, bei denen die maximalen Intensitäten erreicht werden. In diesem Fall entstehen die höchsten Intensitäten bei der niedrigsten Impulswiederholfrequenz, da das Gerät automatisch eine Erhöhung der Schalldruckamplitude bei kleineren Wiederholfrequenzen durchführt. Die Variationen der Intensität hängen auch von der vorab getroffenen Wahl der Sendeleistung ab, was aus dem unterschiedlichen Verlauf der Messkurven für die -6 dB und die -9 dB Einstellung hervorgeht. Die Maximalwerte der lokalen zeitlich gemittelten Ultraschallintensität sind im Hinblick auf das thermische Gefährdungspotential des Patienten bedeutend und vom Hersteller für die durchzuführenden Deklarationen [5], für die Implementierung des Output Displays [6] und für die Zulassung für den amerikanischen Markt [7] zu ermitteln.

Literatur

[1] T. L. Szabo, H. E. Melton Jr. and P. Hempstead, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* **35** (1988) 220-231.

[2] B. Fay and M. Rinker, *Acustica*. **82** (1996) 274-279.

[3] B. Fay, M. Rinker and P. A. Lewin, *Ultrasound Med. Biol.* **20** (1994) 367-373.

[4] Measurement and characterisation of ultrasonic fields using hydrophones in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz, International Electrotechnical Commission Publ. 61102, Geneva (1991).

[5] Requirements for the declaration of the acoustic output of medical diagnostic ultrasonic equipment, International Electrotechnical Commission Publ. No. 61157, Geneva (1992).

[6] Standard for real-time display of thermal and mechanical acoustic output indices on diagnostic ultrasound equipment, American Institute of Ultrasound in Medicine Standards Publ. No. UD-3, Laurel MD (1996).

[7] Reference to the U.S. Food and Drug Administration homepage URL: <http://www.fda.gov/cdrh/ode/ulstran.pdf>