

Modellierung der Wechselwirkung von hochintensiven Ultraschallfeldern mit Kavitationsblasen

M. Liebler¹, M. Arora², C.D.Ohl², T. Dreyer¹, R.E. Riedlinger¹

¹ *Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik / Akustik, Universität Karlsruhe, Kaiserstr. 12, 76131 Karlsruhe, Deutschland, Email: Marko.Liebler@ihe.uka.de*

² *Department of Applied Physics, Physics of Fluids, University of Twente, Postbus 217, 7500 Enschede, The Netherlands*

Einleitung

Bei medizinischen Anwendungen von hochintensivem fokussiertem Ultraschall ist die Wechselwirkung zwischen der Schallausbreitung und Kavitationsblasen von wesentlicher Bedeutung sowohl für therapeutisch erwünschte Effekte, als auch für unerwünschte Nebenwirkungen. Eine effizientere Therapie bei gleichzeitiger Reduktion der Nebenwirkungen ist eng mit einer kontrollierten Beeinflussung dieser Wechselwirkungsmechanismen verbunden. Dies erfordert ein erweitertes Verständnis für die zugrunde liegenden komplexen physikalischen Vorgänge. In dieser Arbeit wird ein numerisches Modell vorgestellt, welches die Berechnung der nichtlinearen Wechselwirkungen zwischen hochintensiven Ultraschallfeldern und Kavitationsblasen erlaubt. Am Beispiel der Schallausbreitung in einer Lithotripteranordnung unter Laborbedingungen werden die Möglichkeiten dieses Verfahrens zur Simulation und Analyse typischer Therapie-situationen gezeigt.

Mathematisches Modell und numerische Umsetzung

Die durch die Schallausbreitung entstehenden Kavitationsblasen bilden mit dem umgebenden fluiden Ausbreitungsmedium ein Gasblasen-Flüssigkeitgemisch, welches mathematisch als kontinuierliches Zwei-Phasen-Medium beschrieben wird. Die Schallausbreitung wird dabei durch die numerische Umsetzung der hydrodynamischen Grundgleichungen mittels eines FDTD-Algorithmus und die Dynamik der als sphärisch angenommenen Kavitationsblasen mit Hilfe der Gilmore-Gleichung berechnet. Über eine Betrachtung des Blasenradius als volumengemittelte Feldgröße sind beide Modelle miteinander gekoppelt. Eine detaillierte Beschreibung des Verfahrens ist in [1] gegeben. Bei diesem Ansatz wird die Annahme getroffen, dass die lokale Blasendichte $n(r, z, t)$, d.h. die Blasenanzahl pro Volumen, stets so gering ist, dass direkte Interaktionen zwischen einzelnen Blasen vernachlässigt werden können. Mit der Blasendichte und dem als kontinuierlicher Feldgröße beschriebenen Blasenradius $R(r, z, t)$ folgt für den volumetrischen Gasanteil $\beta(r, z, t)$

$$\beta = \frac{4}{3}\pi n R^3. \quad (1)$$

Der Gasanteil dient im Folgenden als Vergleichsgröße zwischen Simulationsergebnissen und fotografischen Aufnahmen der Blasenwolke, da zum volumetrischen Gasan-

teil sowohl der Blasenradius als auch die Blasendichte beitragen. Beide Größen gehen auch in die experimentelle Abbildung der Blasenwolke ein.

Simulationen und Experimente

Die vorgestellten Ergebnisse beschreiben die Ausbreitung eines für die Lithotripsie typischen Schallpulses und das dynamische Verhalten der Kavitationsblasen mit einem Steinphantom im Fokusbereich der Anordnung. Die Geometrie des für die Simulationen und Experimente verwendeten selbstfokussierenden piezoelektrischen Lithotripters ist in Abbildung 1 dargestellt. Als Steinphan-

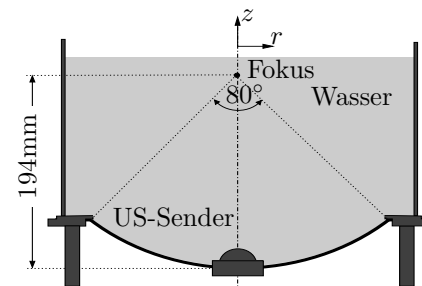
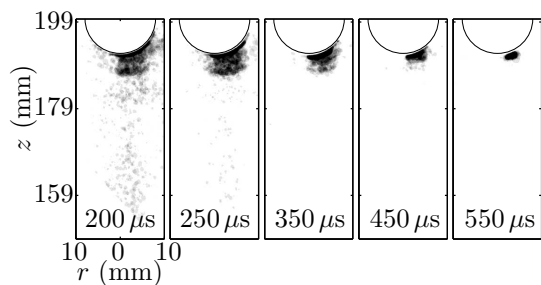
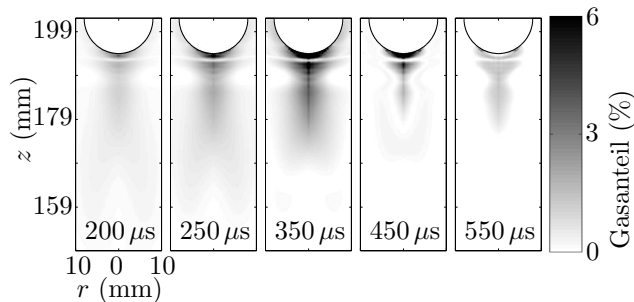


Abbildung 1: Geometrie des verwendeten selbstfokussierenden piezoelektrischen Lithotripters.

tom wurde bei den Experimenten eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 16 mm gewählt. Im Gegensatz zu den üblicherweise verwendeten Modellsteinen aus Gipsmaterial wird hierdurch eine Fragmentation vermieden. Dies gewährleistet konstante Versuchsbedingungen und ermöglicht einen besseren Vergleich mit Simulationsdaten. Bei den numerischen Berechnungen wurde die Stahlkugel als idealer Kugelreflektor modelliert. Als Anfangsbedingungen wurde auf der Basis vorangehender Vergleiche zwischen Simulationen und Experimenten [1] ein Ruherradius von $R_0 = 10 \mu\text{m}$ und eine Blasendichte von $n_0 = 5/\text{cm}^3$ gewählt. Abbildung 2 zeigt für einen Ausschnitt der Gesamtanordnung den Vergleich zwischen fotografischen Aufnahmen der Kavitationsblasenwolke und Simulationsergebnissen zur Entwicklung des Gasanteils. Die fotografischen Aufnahmen wurden mit Hilfe eines stroboskopischen Verfahrens durchgeführt [2]. Dunkel abgebildete Regionen in den Bilddaten entsprechen einer hohen Kavitationswahrscheinlichkeit, während in den weißen Bereichen keine Blasen detektiert wurden. Generell lässt sich eine gute qualitative Übereinstimmung zwischen Simulation und Experiment feststellen. Die wesentlichen Charakteristika der räumlich-zeitlichen Entwicklung des



(a) Stroboskopische Aufnahmen.



(b) Simulationsergebnisse.

Abbildung 2: Räumlich-zeitliche Entwicklung des Kavitationsblasenfeldes mit Kugelreflektor im Fokusbereich. Vergleich zwischen fotografischen Aufnahmen der Kavitationsblasenwolke (a) und Simulationsergebnissen zur Entwicklung des Gasanteils (b).

Kavitationsblasenfeldes werden von der Simulation richtig berechnet. Man erkennt eine hohe Blasendichte an der Oberfläche der Stahlkugel, sowie eine Schicht mit geringerer Blasenaktivität einige Millimeter von der Kugeloberfläche entfernt. Mit Hilfe der Simulationsergebnisse kann die Ursache dieser Schichtstruktur analysiert werden. In Abbildung 3 ist der berechnete Druck-Zeitverlauf

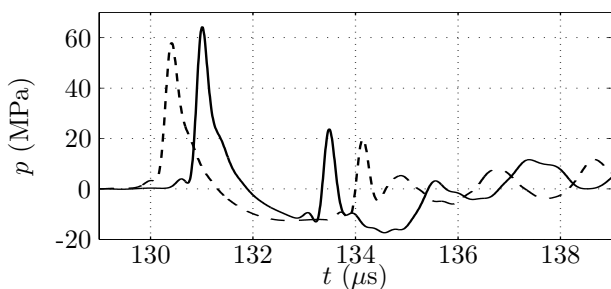


Abbildung 3: Berechneter Druck-Zeitverlauf im Abstand von 2 mm ($r = 0, z = 192$ mm, —) bzw. 3 mm ($r = 0, z = 191$ mm, - -) von der Kugeloberfläche. Man erkennt die Überlagerung des auf die Stahlkugel zulaufenden Pulses mit dem reflektierten Anteil.

im Abstand von 2 mm bzw. 3 mm zur Kugeloberfläche dargestellt. Man erkennt deutlich die reflektierte Stoßwelle, die sich je nach Entfernung zur Kugeloberfläche unterschiedlich mit dem Zuganteil des hinlaufenden Pulses überlagert. Die in Abbildung 2 zu erkennende Schichtstruktur resultiert somit aus zwei Effekten. Zum einen führt die Überlagerung des auf die Kugeloberfläche zulaufenden und dort reflektierten Schallpulses dazu, dass Blasen, welche von der hinlaufenden Welle aufgezogen

werden, durch den reflektierten Puls komprimiert werden und kollabieren. Dieser Effekt beeinflusst das Schwingungsverhalten der Blasen. Andererseits werden die Blasen durch die Kraftwirkung des Schallfeldes in eine translatorische Bewegung versetzt [3], die in Abhängigkeit der Schallfeldverteilung zu Regionen höherer und geringerer Blasendichte führt. Beide Effekte sind aus den dargestell-

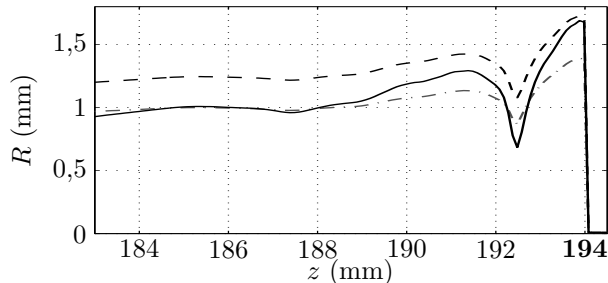


Abbildung 4: Simulationsergebnis zur Entwicklung des Blasenradius auf der z -Achse zu den Zeitpunkten $t = 250 \mu s$ (- · -), $t = 350 \mu s$ (- -) und $t = 450 \mu s$ (-); $n_0 = 5/cm^3$, $R_0 = 10 \mu m$. Der Fokus der Lithotripteranordnung befindet sich bei $r = 0, z = 194$ mm.

ten Verteilungen für die Entwicklung von Blasenradius (Abbildung 4) und Blasendichte (Abbildung 5) zu erkennen.

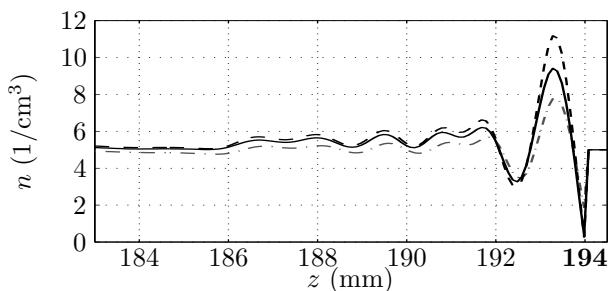


Abbildung 5: Simulationsergebnis zur Entwicklung der Blasendichte auf der z -Achse zu den Zeitpunkten $t = 250 \mu s$ (- · -), $t = 350 \mu s$ (- -) und $t = 450 \mu s$ (-); $n_0 = 5/cm^3$, $R_0 = 10 \mu m$.

Dieses Anwendungsbeispiel veranschaulicht die Leistungsfähigkeit des vorgestellten Simulationsprogrammes zur Berechnung und Analyse der komplexen physikalischen Vorgänge bei therapeutischen Ultraschallanwendungen.

Diese Arbeit wurde mit Mitteln der Deutschen Forschungsgemeinschaft (Gz.: WI 1044/14-2) unterstützt.

Literatur

- [1] M. Liebler, T. Dreyer, R.E. Riedlinger: Nonlinear Modeling of Interactions between Ultrasound Propagation and Cavitation Bubbles. *Acta Acustica united with Acustica* **92** (2006), 165-167
- [2] M. Arora: Cavitation for Biomedical Applications. Dissertation. University of Twente, 2006
- [3] C.D. Ohl: On the translational dynamics of bubbles in lithotripsy. *Fortschritte der Akustik - DAGA 2000*, 690-691