

Untersuchung akustischer Kavitationsblasenfeder mit 3D-PTV

STEFAN LUTHER, DAGMAR KREFTING* und WERNER LAUTERBORN*

Fluid Dynamics and Heat Transfer, Faculty of Applied Physics - University of Twente
P.O. Box 217, 7500 AE Enschede, The Netherlands

*Drittes Physikalisches Institut, Universität Göttingen
Bürgerstraße 42-44, D-37073 Göttingen

Akustische Kavitationsblasenfeder sind komplexe Mehrphasensysteme, die Phänomene raum-zeitlicher Strukturbildung aufweisen. Ein Kavitationsblasenfeld besteht aus etwa 10^3 bis 10^4 beobachtbaren Blasen mit Ruherradien von typischerweise 5 bis 10 μm . Die dreidimensionale Particle-Tracking-Velocimetry (3D-PTV) erlaubt die räumliche Rekonstruktion der Trajektorien der Blasen und ermöglicht daher die detaillierte experimentelle Charakterisierung der dynamischen Eigenschaften des Systems.

Akustische Kavitationsblasenfeder sind in vielen technologischen und verfahrenstechnischen Anwendungen von zentraler Bedeutung z.B. in der Ultraschallreinigung oder der Sonochemie. Dieses räumlich ausgedehnte System von im Schallfeld miteinander wechselwirkenden Blasen ist charakterisiert durch die inhomogene Verteilung der Blasen in dendritischen und filamentartigen Verästelungen (sog. streamer) sowie der Anordnung der Blasen in Clustern [1]. Kavitationsblasenfeder sind inhärent dreidimensionale Objekte. Daher ist die experimentelle Rekonstruktion ihrer räumlichen Struktur von entscheidender Bedeutung für das Verständnis der grundlegenden physikalischen Wechselwirkungsmechanismen. Um dieses Ziel zu erreichen, wurden zunächst holokinematographische Verfahren mit Erfolg eingesetzt [2,3]. Allerdings begrenzt der erhebliche experimentelle Aufwand und die hohen Anforderungen an die dreidimensionale Bildverarbeitung der Hologramme die praktische Anwendbarkeit dieses Messverfahrens. Die rasche technologische Entwicklung auf dem Gebiet der Halbleitersensoren erlaubt es nun, ein äquivalentes 3D-Messverfahren auf der Grundlage einer

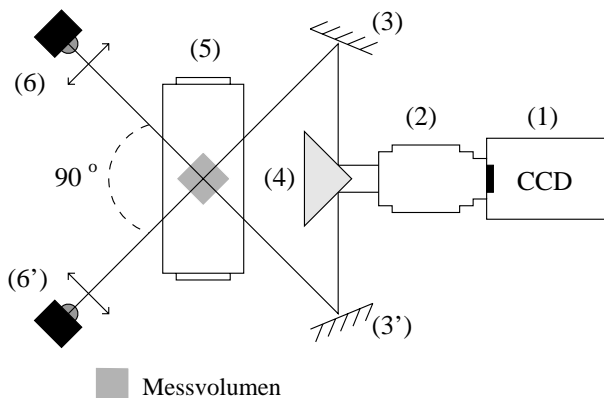


Abb. 1: Stereoskopischer Aufbau mit symmetrischem Strahlengang bestehend aus den Spiegeln (3) und (3') und dem Prisma (4). Das Messvolumen beträgt $4 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$. Telezentrisches Objektiv (2) (Rodenstock TL-1-12-215, Vergrößerung $M=1$, $\text{DOF}=\pm 1.5 \text{ mm}$), Hochgeschwindigkeits-CCD-Kamera (1) (HISIS 2002 mit 500 Mbyte Bildspeicher). Die Beleuchtung erfolgt stroboskopisch mit gepulsten LEDs (6) und (6') (Pulsbreite $2 \mu\text{s}$) phasenstarr zur Anregungsfrequenz des Resonators (5).

Hochgeschwindigkeits-CCD-Kamera und mit Hilfe einer stereoskopischen Aufnahmetechnik zu entwickeln.

Der experimentelle Aufbau ist in Abb. 1 gezeigt. Das Messvolumen in dem Ultraschallresonator wird mit Hilfe eines symmetrischen Strahlteilers und eines telezentrischen Messobjektives auf einen CCD-Sensor abgebildet. Auf der rechten und linken Hälfte des Sensors befinden sich die zueinander orthogonalen Ansichten des Messvolumens. Die maximale Auflösung der CCD-Kamera ist 8 bit @ 2.25 kHz bei 256×128 Pixeln. Bis zu 16000 aufeinander folgende Stereobildpaare können gespeichert werden; dies entspricht einer Sequenzlänge von 7.3 s. Ein Kameramodell beschreibt die geometrische Abbildung eines dreidimensionalen Objektpunktes auf die zweidimensionalen Koordinaten des Bildspeichers. Die Kalibrierung dieses Modelles mit einem Kalibriergitter bekannter Geometrie erlaubt die Bestimmung der Modellparameter und die Korrektur von Abbildungsfehlern. Die Genauigkeit des Kalibriergitters sollte in etwa eine Größenordnung besser sein als die beabsichtigte Messgenauigkeit. Mit Hilfe dieses Modells kann ein Objektpunkt im Messvolumen aus

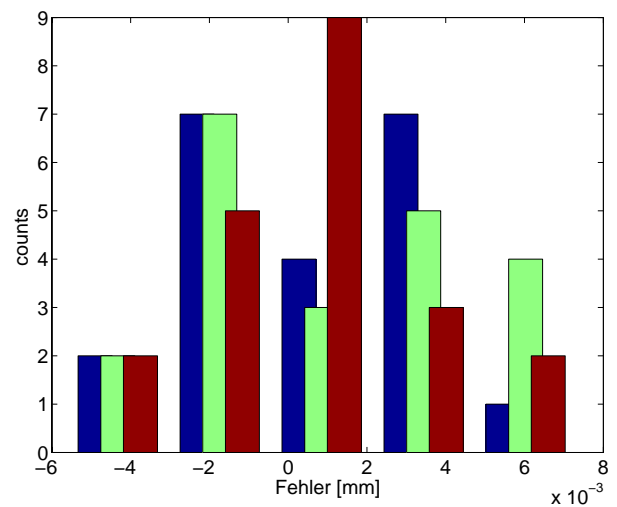


Abb. 2: Rekonstruktionsfehler im Objektraum (Messvolumen). Durch die Symmetrie des Aufbaus ist der Fehler nahezu symmetrisch bzgl. der Koordinaten x , y und z . Die Standardabweichung beträgt $\delta = 2.5 \mu\text{m}$.

zwei korrespondierenden Stereobildern approximiert werden. Der Rekonstruktionsfehler im Objektraum ist durch die Symmetrie des Aufbaus symmetrisch in den Raumkoordinaten und hat eine Standardabweichung von $2\ \mu\text{m}$ (0.2 Pixel, Abb. 2). Ein Beispiel einer 3D-Rekonstruktion eines Kavitationsblasenfeldes ist in Abb. 3 gezeigt. Es ist deutlich die inhomogene Verteilung der Blasenpositionen zu erkennen. Abb. 4 zeigt rekonstruierte Trajektorien einzelner Blasen in einem Teilvolumen von $100\ \mu\text{m}$ Kantenlänge aus sieben aufeinander foldenden Bildern (Sequenzlänge 3.1 ms). Zu erkennen ist die Annäherung der Trajektorien und schließlich die Kollisionen von Blasenpaaren. Das Tracking der Blasen erfolgt mit einem 4-Frame-Tracking-Algorithmus im dreidimensionalen Rekonstruktionsraum [4]. Aus einer typischen Sequenz voller Länge (7.3 s) können bis zu 10^5 Blasen lokalisiert, charakterisiert und Trajektorien zugeordnet werden. Das vorgestellte Messverfahren besitzt die räumliche und zeitliche Auflösung, um die Bewegung der Blasen und ihre Wechselwirkung zu bestimmen. Gleichzeitig erlaubt es die Bestimmung anwendungsrelevanter makroskopischer Größen wie z.B. die mittlere Blasendichte und macht daher das physikalische System einer statistischen Beschreibung zugänglich. Diese bisher nicht vorhandene umfangreiche Datenbasis erlaubt die Validierung numerischer Simulation und Modellbildung [5] und vertieft damit signifikant das Verständnis der nichtlinearen Dynamik akustischer Kavitationsblasenfelder.

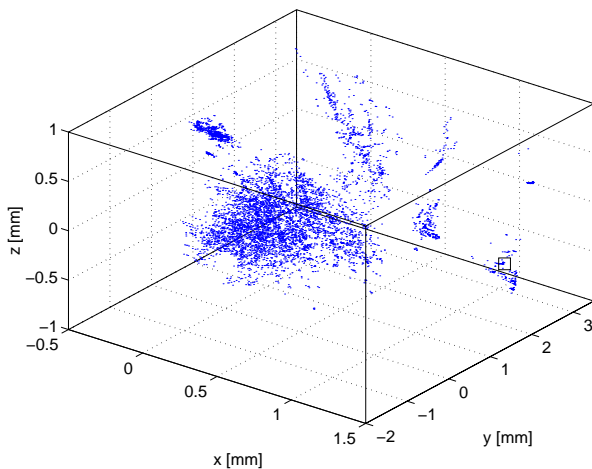


Abb. 3: Beispiel der 3D-Rekonstruktion eines Kavitationsblasenfeldes. Die Positionsdaten sind aus 300 Stereobildpaaren überlagert (Sequenzlänge 133 ms). (Anregungsfrequenz und -druck $f=32\ \text{kHz}$ und $p_a=70\ \text{kPa}$, Abmessungen der Küvette $10\times 4\times 4\ \text{cm}^3$). Das Messvolumen befindet sich in der Mitte der Küvette im Bauch der 2-1-1 Mode. Die Markierung zeigt die Position des in Abb. 4 gezeigten Teilvolumens.

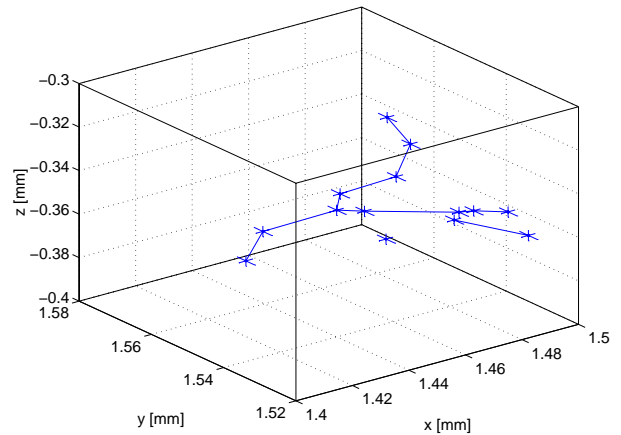


Abb. 4: Rekonstruktion der Trajektorien einzelner Blasen in einem Teil des in Abb. 3 gezeigten Messvolumens. Die Fehlerbalken zeigen die Standardabweichung des Rekonstruktionsfehlers $\delta = \pm 2.5\ \mu\text{m}$. Dargestellt sind die Kollisionen von Blasenpaaren.

Diese Arbeit wurde unterstützt durch das Graduiertenkolleg "Strömungsinstabilitäten und Turbulenz" an der Universität Göttingen und das BMBF Verbundprojekt "Untersuchung von Kavitationsfeldern".

Literatur

- [1] U. Parlitz, R. Mettin, S. Luther, I. Akhatov, M. Voss, and W. Lauterborn, Spatiotemporal dynamics of acoustic cavitation bubble clouds, *Phil. Trans. R. Soc. Lond. A* **357**, 313-334 (1999).
- [2] G. Haussmann und W. Lauterborn, Determination of Size and Position of Fast Moving Gas Bubbles in Liquids by Digital 3-D Image Processing of Hologram Reconstructions, *Applied Optics* **19**, 3529 - 3535 (1980).
- [3] W. Lauterborn, A. Koch, Holographic Observation of Period-Doubled and Chaotic Bubble Oscillations in Acoustic Cavitation, *Physical Review A* **35**(4), 1974 - 1976 (1987).
- [4] K. Okamoto, Y.A. Hassan und W.D. Schmidl, New tracking algorithm for particle image velocimetry, *Exp. Fluids* **19**, 342-347 (1995).
- [5] R. Mettin, S. Luther, C.-D. Ohl, and W. Lauterborn, Acoustic cavitation structures and simulations by a particle model, *Ultrasonics Sonochemistry* **6**, 25-29 (1999).