

# OPTISCHE TOMOGRAPHIE FÜR DIE DIAGNOSTIK VON ZWEIPHASENSTRÖMUNGEN

U. Hampel\*, E. Schleicher\*\* und M. Silva\*\*

\* *Institut für Sicherheitsforschung, Forschungszentrum Rossendorf*

\*\* *Institut für Biomedizinische Technik, Technische Universität Dresden*

## 1 Einleitung

Die Untersuchung transienter und stationärer Strömungsformen in Gas-Flüssigkeits-Gemischen, beispielsweise in Rohrleitungen, stellt ein herausforderndes meßtechnisches Problem dar. Aus dem Spektrum der Meßverfahren sind insbesondere nichtinvasive computertomographische Ansätze von Interesse, da durch solche neben räumlich und zeitlich integralen Parametern, wie Gas- oder Dampfgehalt und mittlere Blasengröße, auch lokale Parameterverteilungen oder sogar Phasengrenzgeometrien bestimmt werden können.

Seit der Begründung der Röntgen-CT durch Cormack und Hounsfield [1],[2] wurden für eine Reihe von physikalischen Meßverfahren computertomographische Ansätze entwickelt. In Hinsicht auf eine Nutzung solcher Techniken für die Diagnostik hochkinetischer Zweiphasenströmungen kommen dabei aber nicht alle Verfahren in die engere Auswahl. Kritische Parameter sind das räumliche und zeitliche Auflösungsvermögen sowie die Kosten. Beim Vergleich der Verfahren wird sehr schnell deutlich, daß insbesondere die aus der medizinischen Diagnostik bekannten Techniken mit hoher Ortsauflösung, wie Röntgen-CT, MRT oder SPECT/PET, entweder gar nicht oder nur mit sehr hohen Kosten (Gradientenecho-MRT, Elektronenstrahl-CT) die erforderlichen Zeitauflösungen im Millisekundenbereich erreichen. Alternative Verfahren, wie die Impedanz- oder Kapazitätstomographie, erzielen dagegen nicht die gewünschte Ortsauflösung im Millimeterbereich.

Ein optisches CT-Verfahren kann im Fall optisch klarer Fluide die Ansprüche an ein hohes zeitliches und räumliches Auflösungsvermögen bei gleichzeitig nichtinvasiver Messung und vertretbaren Kosten prinzipiell erfüllen. Ein weiterer Vorteil besteht in der Tatsache, daß dieselben tomographischen Sensoren auch im Bereich optisch trüber Fluide für die Tomographie eingesetzt werden können. In diesem Fall sind jedoch völlig andere Rekonstruktionsalgorithmen erforderlich, welche denen der Impedanz- oder Kapazitätstomographie ähnlich sind [5]. Ein Nachteil der optischen CT besteht, ähnlich wie bei Ultraschalltechniken, in der physikalischen Natur der Lichtstrahlungsausbreitung. So wird der Lichtweg in optisch klaren Zweiphasengemischen durch Reflexionen und Brechungen an den Phasengrenzen bestimmt. Dies führt einmal zu störenden Streulichteffekten bei hohen Gasanteilen, zum anderen stellt sich die Transmissionssignalbildung als nichtlinearer Prozeß dar, dem in Bezug auf die Bildrekonstruktion Rechnung getragen werden muß.

Im Rahmen eines in Zusammenarbeit zwischen dem Institut für Sicherheitsforschung am FZ Rossendorf und dem IBMT an der TU Dresden durchgeführten Projektes soll die Anwendbarkeit einer optischen CT für strömungsdiagnostische Problemstellungen untersucht werden. Insbesondere stehen dabei der Aufbau eines experimentellen optischen Sensors für die Messung und Visualisierung von Gasverteilungen in Wasser-Luft-Gemischen sowie die Entwicklung angepaßter Rekonstruktionsalgorithmen im Vordergrund.

## 2 Optische Direktstrahl-CT an Rohrleitungsquerschnitten

### 2.1 Grundlagen

Die an das optische CT-System gestellte Aufgabe liegt in der Darstellung der zeitintegralen oder momentanen Gasgehaltsverteilung innerhalb einer Schnittebene einer Rohrleitung. Dies wird durch eine im Transmissionsmeßverfahren arbeitende Anordnung optischer Quellen und Detektoren realisiert (Abb. 1). Die Sender und Empfänger sind entlang des Rohrumfanges der Schnittebene in äquidistanten Abständen wechselseitig angeordnet. Die Sender werden durch eine Ansteuerelektronik einzeln sequentiell hell getastet und dabei die Lichtintensitätssignale an allen Detektoren parallel erfaßt. Ein Meßdatensatz besteht so aus den  $N \times N$  Transmissionsmeßdaten für alle Optodenpaare. Das gegenwärtig entwickelte experimentelle Meßsystem besteht aus 32 Detektoren (Photodioden) und 32 Sendern (LEDs) und befindet sich an einem Rohr mit 2" Innendurchmesser. Damit liegt die geometrisch bestimmte Ortsauflösung des Sensors bei ca. 5mm sowie die zeitliche Auflösung bei ca. 300 Bildern/Sekunde. Eine weitere Steigerung beider Parameter durch eine verbesserte Datenerfassungselektronik bzw. den Einsatz kleinerer und empfindlicherer optischer Bauelemente ist möglich.

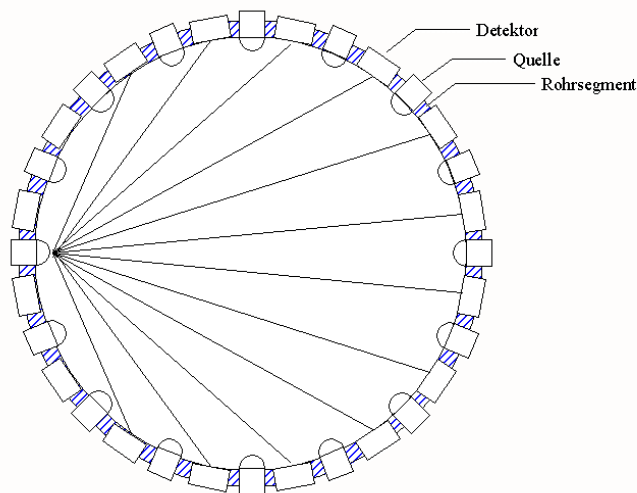


Abb. 1: Schematische Darstellung der optischen Fächertomographieanordnung in einem Rohrquerschnitt

Das von einer LED abgestrahlte Licht fällt innerhalb eines großen Strahlungskegels auf die entlang des Querschnittsrandes angeordneten Detektoren. Damit entspricht das Datenaufnahmeverfahren dem der Röntgen-Fächerstrahltomographie. Die Oberfläche der Rohrwandung ist schwarz mattiert, so daß eine Reflexion des Lichtes an der Wand weitestgehend unterbunden wird. Durch die Abstrahlfläche der Lichtquelle sowie die photosensitiven Flächen der Detektoren werden Durchstrahlungskanäle durch das Rohr festgelegt. Gelangt eine Gasblase mit der Strömung in einen solchen Durchstrahlungskanal, wird die Lichtübertragung infolge von Reflexion und Brechung teilweise oder ganz unterbrochen. Wird angenommen, daß das aus der ursprünglichen Strahlrichtung abgelenkte Licht nicht durch Mehrfachreflexionen zufällig auf den betrachteten Detektor fällt, dann ist die Lichtintensität am Detektor ein Maß für die Strahlungskanalüberdeckung durch die Blase. Dieses Signal kann durch weitere Segmentierung oder Schwellwertbildung verbessert werden. Ein typisches gemessenes Strahlunterbrechungsmuster für einen Strahlungskanal mit ca. 3mm Durchmesser ist in Abb. 3 dargestellt.

Ein Problem des Verfahrens besteht in der Tatsache, daß Licht auch über Ein- oder Mehrfachreflexionen in die Detektoren fallen kann. Ähnlich wie für die gestreuten Strahlungsquanten in der Röntgen- und Nukleartomographie sind auch hier die Auswirkungen durch technische Maßnahmen prinzipiell reduzierbar. Weiterhin ist zu bemerken, daß es an den Phasengrenzen zu einer Aufstreuung des Strahlungsbündels in alle drei Raumrichtungen kommt, so daß dadurch bereits die Streulichtintensität stark abgesenkt wird.

Bei stationärer sowie bei momentaner Messung ist zu berücksichtigen, daß die strahlintegrale Schwächung in nichtlinearer Weise mit dem Gasgehalt im Strahlweg verknüpft ist. Insbesondere wird die Auswirkung dieser Nichtlinearität auf momentane Messungen deutlich, da hier die Strahlabdeckung einer einzigen Phasengrenze ausreicht um weitere Phasengrenzen im Strahlweg zu verbergen. Dennoch kann mit der vorgesehenen tomographischen multi-view-Datenaufnahme ein bedeutender Informationsgewinn gegenüber Einzelstrahlungsmessungen erreicht werden, welcher eine Rekonstruktion selbst komplexerer Blasenagglomerationen ermöglicht. Die Entwicklung von Korrekturverfahren zur quantitativen Bestimmung von strömungstechnischen Parametern stellt dabei eine zukünftige Aufgabe dar.

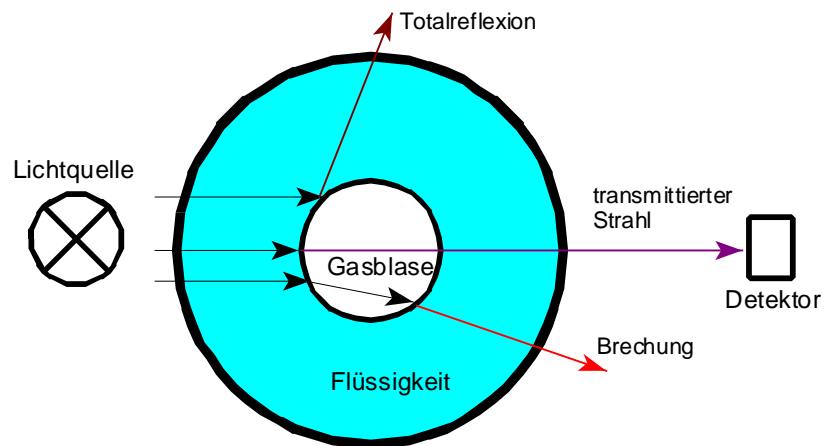


Abb. 2: Signalbildung im optischen Strahlweg durch Brechung und Reflexion des Lichtes an Phasengrenzen.

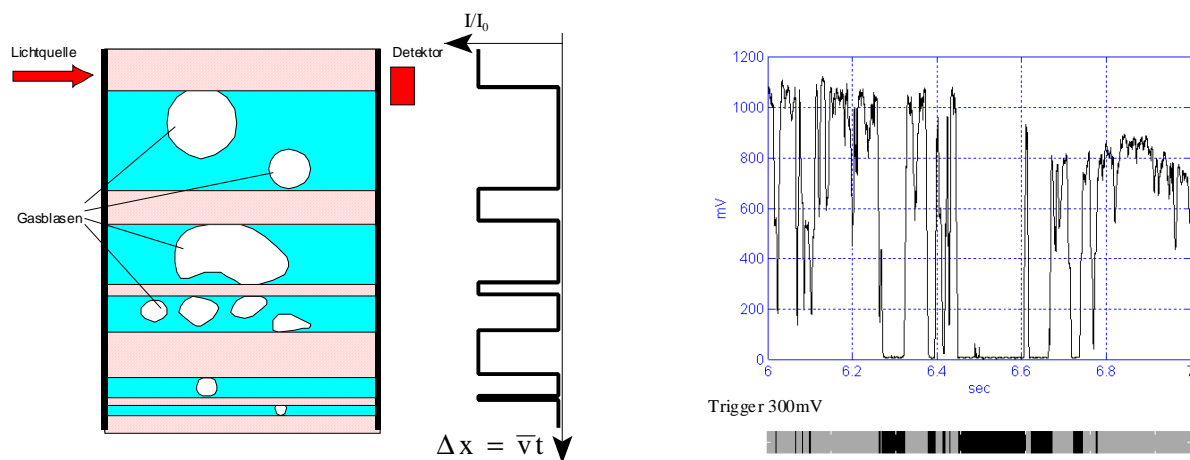


Abb. 3: Erwartetes zeitliches Transmissionssignal für einen zentralen Meßstrahl (links) und experimentell gemessener Intensitätsverlauf am Photodetektorausgang (rechts). Das gemessene Unterbrechungsmuster für den Meßstrahl kann mittels Schwellwertbildung binarisiert werden.

## 2.2 Tomographische Bildrekonstruktion

Die während der Messung erfaßten Lichttransmissionswerte der Quell-Detektor-Paare werden in einem zweidimensionalen Datenfeld gespeichert. Wie Abb. 6 in der 2. Spalte zeigt, sind in diesem jeweils die Schwächungswerte mit dem Zeilenindex der Quelle und dem Spaltenindex des von der Quelle aus gezählten Detektors abgelegt. Eine einzelne Gasblase repräsentiert sich somit durch einen sinusförmig mit der Drehung des Fächers abgebildeten Schatten, dessen Bahnamplitude durch die Exzentrizität der Blase in Bezug auf den Mittelpunkt der Schnittebene festgelegt ist. Ein solches Sinogramm stellt den Ausgangsdatensatz für die Rekonstruktion des Schnittbildes dar.

Als Rekonstruktionsverfahren der CT kommen analytische und iterative Algorithmen zur Anwendung. Beide Verfahren unterscheiden sich sowohl in der Qualität der erzeugten Bilder als auch im Berechnungsaufwand. Die analytischen Verfahren beruhen auf einer geschlossenen Lösung des computertomographischen Abbildungsproblems. Das sogenannte inverse Problem wurde bereits lange vor der technischen Nutzung der CT durch J. Radon gelöst. [3] Ebenso wie die heute i.a. eingesetzten Verfahren der gefilterten Rückprojektion basiert die Lösung auf einem linearen systemtheoretischen Ansatz. Dabei werden die gesuchte Objektverteilung  $\mu = \mu(x, y)$  als zweidimensionale Funktion in kartesischen Koordinaten, die Meßdaten  $m = m(\varphi, \alpha)$  als zweidimensionale Funktion des Fächerrotationswinkels  $\varphi$  sowie des Meßstrahlwinkels  $\alpha$  im Fächer und die Meßwertbildung als linearer Projektionsoperator  $F$  mit

$$m = F\{\mu\} \quad (1)$$

beschrieben. Bei der Konstruktion des inversen Operators  $F^{-1}$  wird zunächst wegen der unterschiedlichen Koordinatensysteme vom  $m$  und  $\mu$  eine Rücktransformation der Daten in den Objektraum durchgeführt. Diese wird durch die sogenannte ungefilterte Rückprojektion  $B$  mit

$$\mu_R = B\{m\} \quad (2)$$

geleistet, bei welcher jeder gemessene Schwächungswert gleichmäßig entlang des ihm zugeordneten Meßstrahls über das Bild aufsummiert wird. Das dabei entstehende Verschmierungsbild kann aufgrund vorausgesetzter Nichtlinearität und Ortsinvarianz des Produktoperators  $BF$  durch die aus seiner Inversen abgeleitete Filterfunktion  $H$  mit

$$\mu = H\{\mu_R\} = (BF)^{-1}\{\mu_R\} \quad (3)$$

korrigiert werden. Das aus der Inversen  $(BF)^{-1}$  abgeleitete Bildfilter  $H$  stellt eine Hochpaßfunktion dar und wird deshalb üblicherweise noch mit einem Korrekturfilter mit rauschmindernder Wirkung kombiniert. Das Verfahren der gefilterten Rückprojektion ist vor allem durch kurze Rechenzeiten gekennzeichnet, verlangt aber wegen der vorausgesetzten Ortsinvarianz einen vollständigen Projektionsdatensatz und ist kaum in der Lage, nichtlineare Zusammenhänge oder a-priori-Informationen zu berücksichtigen.

Iterative Verfahren der CT basieren auf einer algebraischen Beschreibung des Abbildungsproblems. Der Meßdatensatz wird als eindimensionaler Vektor  $\mathbf{m}$ , das zu rekonstruierende Bild mit den auf einer Pixelbasis diskretisierten Schwächungswerten als eindimensionaler Vektor  $\mu$  notiert, womit Gl. (1) in das lineare Gleichungssystem

$$\mathbf{m} = \mathbf{K} \mu, \quad (4)$$

mit der Abbildungsmatrix  $\mathbf{K}$  übergeht. Deren Elemente  $K_{ij}$  sind dabei durch die geometrisch definierte Überlappungsfläche des  $i$ -ten Meßstrahls mit dem  $j$ -ten Pixel gegeben. Das Rekonstruktionsproblem besteht in der Berechnung des unbekanntes Objektvektors  $\mu$  aus dem bekannten Meßvektor  $\mathbf{m}$ , also in der Inversion der Abbildungsmatrix  $\mathbf{K}$ . Da diese i.a. nichtquadratisch, unter- oder überbestimmt und schlecht konditioniert ist, kann eine inverse Lösung nur im Sinne des LSMN-Kriteriums, und zwar in der Form

$$\mu = \mathbf{K}^+ \mathbf{m} = (\mathbf{K}^T \mathbf{K})^{-1} \mathbf{K}^T \mathbf{m} \quad , \quad (5)$$

angegeben werden kann. Praktisch wird Gl. (5) wegen der hohen Dimensionszahl von  $\mathbf{K}$  mit einem iterativen Verfahren gelöst. Hierzu gibt es eine Vielzahl unterschiedlicher Verfahren, von welchen die klassischen algebraischen Techniken ART, Block-ART und SIRT am bekanntesten sind. [4] Iterative Algorithmen benötigen wegen der erforderlichen Mehrfachkorrektur etwas mehr Rechenzeit im Vergleich zu analytischen Verfahren. Ihr Vorteil besteht in der Möglichkeit, die Konvergenz durch a-priori-Informationen und constraints zu steuern, was insbesondere für die Entwicklung neuer Rekonstruktionsverfahren für die optische CT wichtig ist.

### 2.3 Binärer Rückprojektionsalgorithmus

Die Standardrekonstruktionsverfahren der CT besitzen den Nachteil, daß sie auf einem linearen Zusammenhang zwischen dem Meßsignal (Strahlschwächung) und der im Strahlweg liegenden Objektverteilung aufbauen. Dieser Zusammenhang besteht, wie oben erwähnt, für den Fall der Strahlunterbrechung von Gasblasen nicht. Die totale Abschattung des Meßstrahls erfolgt an der ersten Phasengrenze im Strahlweg. Die in Strahlrichtung folgenden Phasengrenzen sind diesem Signal nicht überlagert. Zur Berücksichtigung dieses Sachverhaltes wurde ein Rückprojektionsalgorithmus getestet, der ohne a-priori-Informationen den maximalen Informationsgehalt der Meßdaten in den Bildraum projiziert. Dieser Algorithmus wird anhand Abb. 4 verdeutlicht.

Bei geeigneter Schwellwertsetzung und unter Ausschluß von Streulichtfehlern läßt sich jedem Meßwert eindeutig die binäre Information  $\mathbf{0}$  - *Strahl abgedunkelt*,  $\mathbf{1}$  - *Strahl offen*, zuordnen. Der logische Zustand  $\mathbf{1}$  impliziert, daß keine Gasanteile im Strahlweg liegen. Im Zustand  $\mathbf{0}$  ist der Strahlweg durch Gasblasen verdeckt – jedoch enthält das Signal keine weiteren Informationen über deren Verteilung im Strahlweg. Damit trägt jeder Meßstrahl tatsächlich nur eine binäre Information. Der Rückprojektionsalgorithmus läßt sich wie folgt angeben:

1. *Setze alle Pixel im Bild auf den Wert 0*
2.  $\forall$  *Meßstrahlen:*  
*falls Meßstrahlwert == 1*  
*setze alle im Meßstrahl liegenden Pixel auf den Wert 1*

Die Rückprojektion belegt somit alle Bildpunkte, von denen durch mindestens einen Meßstrahl gesichert ist, daß sie keine Gasphase enthalten, mit dem logischen Wert  $\mathbf{1}$ . Das Rückprojektionsbild zeigt damit den sicheren Flüssigphasenanteil in der Schnittebene. Gebiete mit dem Wert  $\mathbf{0}$  lassen keine weitere Aussage zu, ob dieser Bereich Gas enthält oder nur von anderen Gasblasen abgeschattet wird. Wie Abb. 4 zeigt, ist der Bereich außerhalb der konvexen Hülle der Blasenkonfiguration sicher als Flüssigphasenbereich rekonstruierbar. Der Bereich innerhalb der konvexen Hülle ist dagegen in Anteilen nicht vollständig rekonstruierbar. Die experimentellen Rekonstruktionsergebnisse des folgenden Abschnitts zeigen aber, daß bei ausreichend hoher optischer Auflösung bis hin zu relativ komplexen Blasenarrangements immer noch qualitativ recht gute Bilder erzeugt werden können.

Weiterhin läßt dieser sehr einfache Algorithmus noch Verbesserungsmöglichkeiten bei Einbeziehung von a-priori-Informationen und 3D-Meßdaten zu.

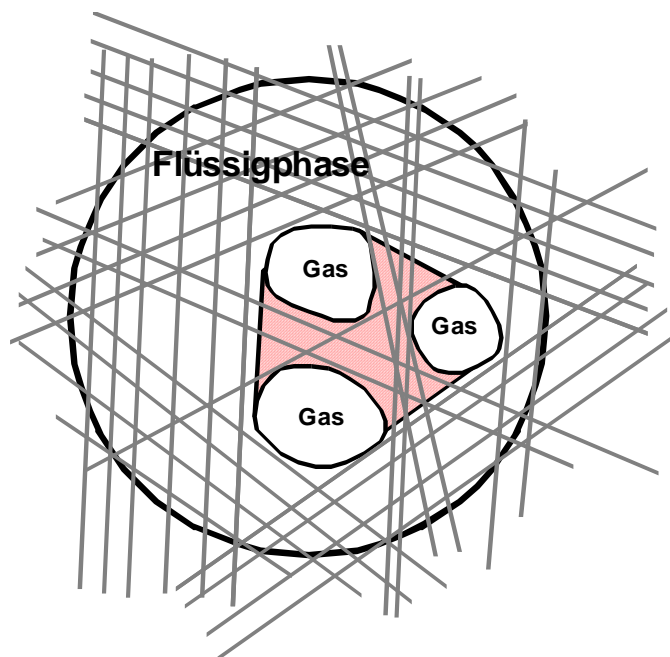


Abb. 4: Prinzip der binären Rückprojektion. Alle nicht durch Gasblasen unterbrochenen Meßstrahlen (logischer Wert 1) werden entlang ihres Verlaufes in das Bild zurückprojiziert. Der schattierte Bereich innerhalb der Blasenansammlung bildet deren konvexe Hülle.

### 3 Materialien und Methoden

Um die Leistungsfähigkeit und die Grenzen der optischen CT beim Einsatz als Zweiphasenmeßtechnik zu untersuchen, wurden einige experimentelle Studien an einem existierenden optischen CT-Scanner durchgeführt. Dabei kam der am Institut für Biomedizinische Technik entwickelte optische Labortomograph OLT-1 zum Einsatz (Abb. 5). Bei diesem Gerät handelt es sich um ein für Lehrzwecke entwickeltes Modell eines medizinischen Röntgen-Fächerstrahltomographen. [6] Auf einem durch Gleichstrommotor angetriebenen Rotor befindet sich der Aufnahmesektor, welcher aus einem kreisbogenförmigen Array mit kollimierten optischen Sendern sowie einem im Zentrum des Bogens angeordneten optischen Empfänger besteht. Objekte innerhalb des Sektors werden, ähnlich wie in der Rohranordnung, im Fächerstrahlverfahren durchstrahlt. Die erzielbare Ortsauflösung des Gerätes wird durch 64 Quellen, 64 rotatorische Projektionen sowie einen Kanaldurchmesser von 3mm bestimmt und liegt somit bezogen auf den Durchmesser des tomographischen Aufnahmebereiches von 20cm etwas höher als beim Rohrsensor.

Zur Simulation einzelner Gasblasen in der Strömung wurden zunächst totalabsorbierende zylinderförmige Objekte im Aufnahmebereich in unterschiedlicher Anzahl und Konfiguration angeordnet. Die aufgenommenen Datensätze wurden mit allen verfügbaren analytischen und iterativen Standardverfahren rekonstruiert. Ein umfassender Vergleich der Verfahren würde den Rahmen dieses Beitrages sprengen. Es genügt an dieser Stelle zu bemerken, daß die analytischen wie die iterativen Algorithmen jeweils zu qualitativ vergleichbaren Ergebnissen führen. Die Grenzen der Verfahren infolge zunehmender Nichlinearität bei wachsender Absorberanzahl werden für beide Verfahrenstypen gleichmäßig sichtbar. In Abb. 6 wurden daher nur die Rekonstruktionsergebnisse für die gefilterte Rückprojektion mit Shepp-Logan-Filter sowie das iterative Verfahren der Additiven Algebraischen Rekonstruktionstechnik ausgewählt. Zusätzlich zu den beiden klassischen Verfahrenstypen wurde jeweils der binäre Rückprojektionsalgorithmus angewendet.

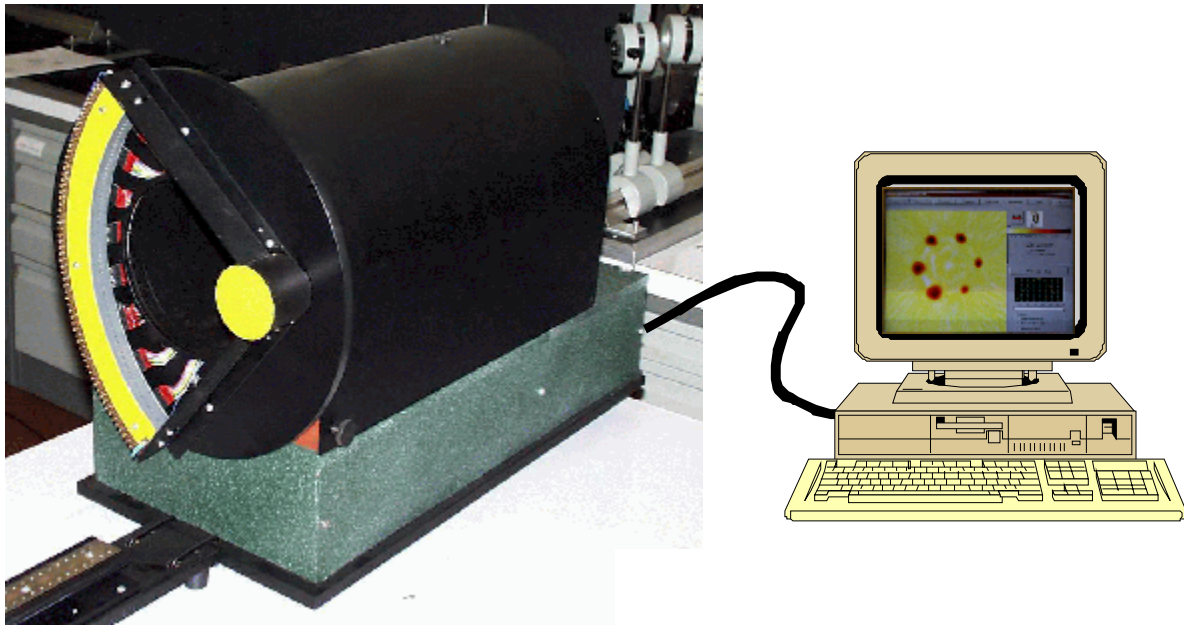


Abb. 5: Optischer Labortomograph OLT-1

#### 4 Experimentelle Ergebnisse

Die Ergebnisse von Rekonstruktionsbeispielen mit verschiedenen Absorberkonfigurationen sind in Abb. 6 zusammengefaßt. Sie zeigen jeweils die Ausgangsschwächungsverteilung, das Datensinogramm sowie die rekonstruierten Bilder von drei Verfahren. Bei der Bewertung der Ergebnisse der mit CT-Standardverfahren rekonstruierten Bilder ist zunächst auf einen sehr signifikanten Rekonstruktionsartefakt hinzuweisen. So werden die Absorber mit einer zur Objektmitte hin abnehmenden Schwächung rekonstruiert. Dieser Fehler ist das Ergebnis der nichtlinearen Schwächungswirkung, d.h. der Totalabsorption des Lichtes, entgegen der den Algorithmen zugrundeliegenden Annahme einer schichtdickenabhängigen linearen Schwächung. Dennoch ist für weniger komplexe Blasenarrangements, d.h. bei geringer Absorberdichte und einem ausreichenden Abstand der Absorber, eine qualitative Rekonstruktion der geometrischen Verhältnisse im Objektraum möglich. Bei zunehmend komplexeren Verteilungen beginnt infolge der gegenseitigen Abschattung der Absorber die Qualität der mit Standardverfahren rekonstruierten Bilder zu degradieren. Damit sind die Standardverfahren für die Rekonstruktion von momentanen Blasenverteilungen im Fluid weniger geeignet. Für zeitintegrale Messung mittlerer Lichttransmissionswerte ist der lineare Ansatz weiter anwendbar.

Hinsichtlich einer qualitativen Rekonstruktion von Phasengrenzgeometrien wurden aussichtsreichere Ergebnisse mit dem binären Rückprojektionsverfahren erzielt. In den Rekonstruktionsbeispielen ist zu erkennen, daß bis zu 6 Absorber trotz enger Anordnung voneinander getrennt rekonstruiert werden können. Der Schwerpunkt weiterer Untersuchungen wird daher auf die Inkorporation von a-priori-Wissen (Blasenformen, Grenzflächenkrümmungen) sowie die Einbeziehung der dritten Dimension (zeitliche Veränderungen der Signale für strömende Fluide) gelegt.



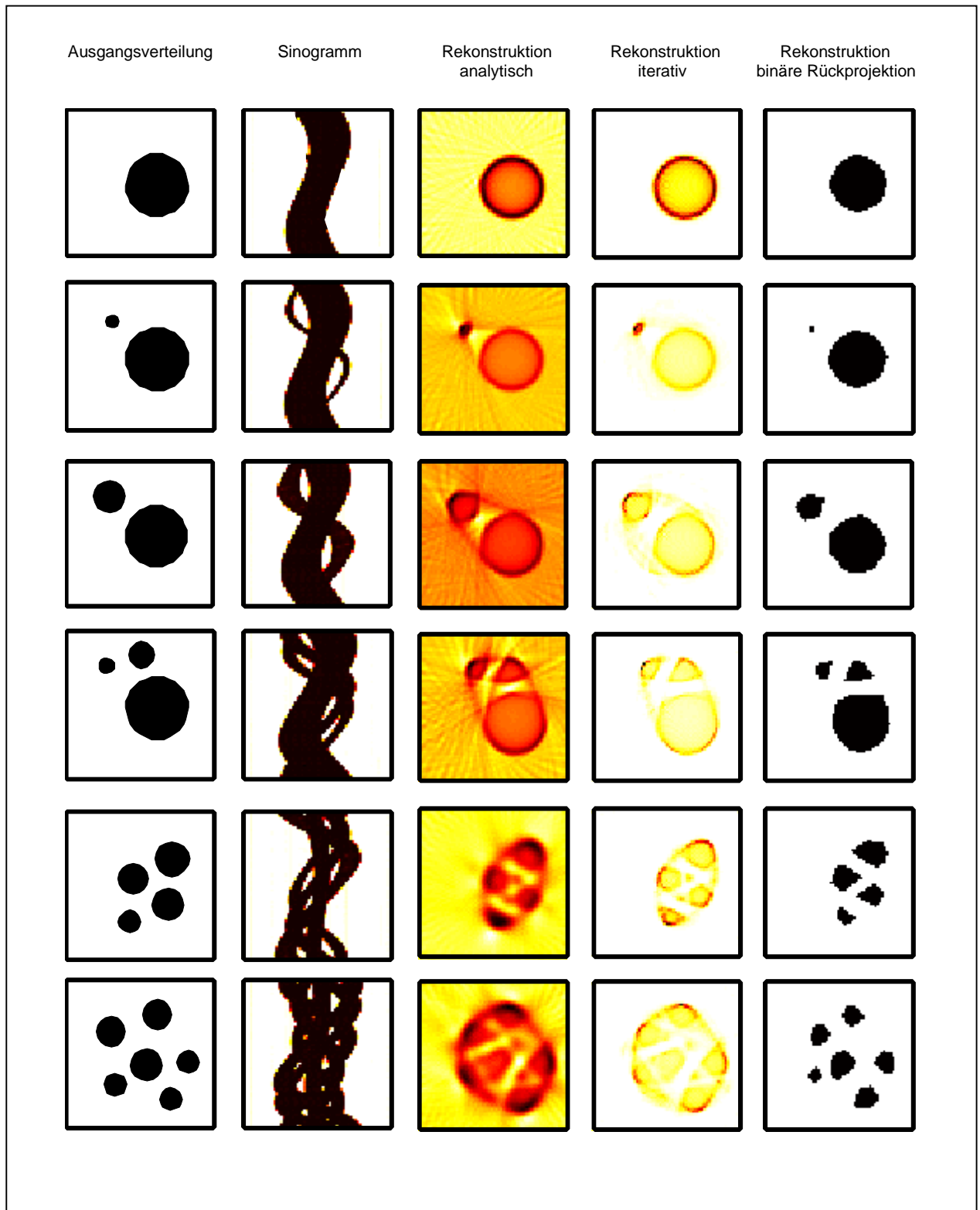


Abb. 6: Experimentelle Ergebnisse für drei verschiedene Rekonstruktionsalgorithmen angewendet auf die Daten der in der linken Spalte dargestellten Totalabsorberkonfigurationen.



## 5 Zusammenfassung

Die optische Tomographie stellt ein potentiellies Meßverfahren für die Untersuchung von Zweiphasenströmungen dar. Für die Entwicklung einer solchen Technik sprechen ihre Fähigkeit zur schnellen und nichtinvasiven Messung transienter Strömungsvorgänge mit hoher Auflösung bei gleichzeitig niedrigen Sensorkosten. Im Gegensatz zu tomographischen Meßverfahren mit linearen Abbildungseigenschaften existiert bei der optischen CT in klaren Fluiden das Problem der nichtlinearen Abschattung des Meßfeldes bei vollständiger Meßstrahlunterbrechung durch Reflexion und Brechung des Lichtes an Phasengrenzen.

Im Rahmen einer Teststudie wurde zunächst die prinzipielle Eignung der optischen CT in Verbindung mit Standard-Rekonstruktionsverfahren der Computertomographie für das vorliegende Anwendungsfeld untersucht. Darüber hinaus wurde ein spezieller binärer Rückprojektionsalgorithmus zur Rekonstruktion von Gasblasengeometrien aus Momentanwertmessungen getestet. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen haben gezeigt, daß lineare Rekonstruktionsverfahren nur für weniger komplexe Objektraumverteilungen befriedigende Rekonstruktionsergebnisse erreichen. So entstehen aufgrund der Nichtlinearitätseffekte Artefakte in Form von tiefenabhängigen Schwächungsverteilungen in starken Absorbern. Der vorgeschlagene binäre Rekonstruktionsalgorithmus kann auch für komplexere Absorberanordnungen noch ausreichend gut Einzelblasen geometrisch getrennt rekonstruieren. Die exakte Rekonstruktion aller Einzelblasenformen ist dabei aber infolge der genannten Probleme nicht möglich. An dieser Stelle bestehen Ansatzpunkte zur Entwicklung verbesserter Bildrekonstruktionsalgorithmen, welche einmal die a-priori vorliegenden Informationen über das Untersuchungsobjekt, wie typische Blasenformen und Grenzflächenkonvexität, verarbeiten und zum anderen die Mehrinformation einer dreidimensionalen Messung für strömende Fluide berücksichtigen. Für die nahe Zukunft ist die Fertigstellung eines optisch-tomographischen Sensors und dessen Einsatz in einer Testschleife sowie eine Weiterentwicklung der Bildrekonstruktionsalgorithmen geplant. Eine darüber hinausgehende Zielrichtung ist die Anwendung des optischen Meßverfahrens zur Untersuchung optisch trüber Fluide mittels optischer Streulichttomographie.

## 6 Literatur

- [1] A.M. Cormack, „Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications“, J. Appl. Phys., **34**, 2722-2733, 1963
- [2] G. Hounsfield, „Computerized transverse axial scanning (tomography): part 1. description of system“, Br. J. Radiol., **46**, 1016-1022, 1973
- [3] J. Radon, „Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten“, Bericht der Sächsischen Akademie der Wissenschaften **69**, 262-277, 1917
- [4] M.A. Viergever, „Introduction to discrete reconstruction methods in medical imaging“, NATO ASI Series, Mathematics and Computer Science, **F39**, 43-65, in *Medical Imaging*, Hrsg. M.A. Viergever and A.E. Todd-Prokropek, Springer-Verlag Berlin, 1988
- [5] U. Hampel, „Bildrekonstruktion für die optische Streulicht-Computertomographie“, Dissertation, TU Dresden, 1998
- [6] E. Schleicher, M. Jesinghaus, G. Hildebrand, K. Liebrecht, U. Hampel, R. Freyer, „Optischer Labortomograph für die Lehre und Forschung“, *Biomedizinische Technik*, Band **43**, Ergänzungsband, 480-481, 1998