

Aus dem Bereich Klinische Medizin  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität des Saarlandes, Homburg / Saar

**Entwicklung und Aufbau einer Forschungsplattform  
für klinische, hochaufgelöste Freihand-3d-Ultraschall-  
bildgebung und -verarbeitung**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Naturwissenschaften der  
Medizinischen Fakultät  
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES  
2009

*vorgelegt von:* Holger Johannes Hewener  
*geboren am:* 11.02.1980 *in:* Völklingen

**Zusammenfassung.** Die medizinische Ultraschallbildgebung ist eine wohletablierte Bildgebungstechnik für Diagnostik, Therapie und Monitoring und zeichnet sich trotz der klinischen Reife durch stetige Verbesserung in Abbildungsqualität und durch Anwendung neuer Verfahren aus. Für deren Entwicklung ist die Nutzung von speziell angepassten Messgeräten und Softwareschnittstellen erforderlich und nur wenige Forschungsgruppen haben aufgrund der enormen Entwicklungs- oder Lizenzierungskosten Zugriff auf solche Systeme. Vor allem bieten diese Schnittstellen bisher nicht den benötigten uneingeschränkten Zugriff auf Betriebsmodus und -parameter der Messgeräte und Neuentwicklungen können nur durch den Gerätehersteller selbst in den eigenen Produkten umgesetzt und kommerzialisiert werden. Eine offene und anpassbare Ultraschallforschungsplattform mit diesen Eigenschaften ist für Forschung und Entwicklung nicht käuflich erhältlich.

Diese Arbeit ist dem Fachbereich der Medizintechnik zuzuordnen und realisiert die Konzeption, Entwicklung und Einsatz einer Ultraschallforschungsplattform für die medizinische Bildgebung, um die zuvor genannten, meist künstlichen Limitationen der Gerätehersteller durch eine offenere Forschungsplattform zu überwinden. Sie nutzt die bereits 2003 durch das Fraunhofer IBMT vorgestellte „DiPhAS“-Hardware [35] und erweitert diese um ein Softwareframework für Gerätesteuerung, Signalverarbeitung und neuartiger, erweiterter Volumenrekonstruktion. Das Gesamtsystem zeichnet sich damit durch leichte Anpassbarkeit der Hardwareplattform an Projekt- oder Kundenwünsche aus, da die Anzahl der Kanäle, Digitalisierungsrate, Programmierbarkeit und viele weitere Faktoren an die individuelle Anwendung angepasst werden können. Um sowohl interne Weiterentwicklungen dieses Systems besser durchführen zu können als auch die Plattform externen Forschungsgruppen zur Verfügung stellen zu können wurden die Anforderungen an eine Ultraschallforschungsplattform analysiert und ein Lösungsansatz entwickelt und umgesetzt, der umfangreichen Datenzugriff und Verarbeitungsmöglichkeiten inklusive automatisierter Gerätesteuerung auf Filterebene und freie Programmierbarkeit von beispielsweise Bildgebungsablauf, Sendepulsen, Sende- und Empfangszeitensteuerung und Signalverarbeitung bietet. Diese einzigartigen Schnittstellen erlauben somit Forschungsgruppen die adaptive Anpassung aller bildgebungsspezifischen Parameter auch während laufender Aufnahmen durch Eingriff in die grundlegende Signalverarbeitung und werden von keiner bisher existierenden Lösung vergleichbarer Systeme geboten. Dies macht dieses Gesamtsystem zur anpassungsfähigsten Ultraschallplattform, die für Forschungsgruppen verfügbar ist.

Die konkrete Umsetzung dieser Forschungsplattform wurde daraufhin genutzt, um die dreidimensionale Ultraschallbildgebung, Signalverarbeitung und Volumenrekonstruktion unter Berücksichtigung ultraschallspezifischer Bildgebungseigenschaften in Form eines neuartigen Rekonstruktionsalgorithmus zu verbessern. Bisherige Ansätze von Volumenrekonstruktionen auf Basis von Freihand-3d-Ultraschalldaten führen einzig positionsbasierte Rekonstruktionen einzelner Ultraschallschichten mit Interpolation von Fehlstellen durch geometrische Mittelung zwischen vorhandenen Messdaten durch. Anhand neuer Freihand-3d-Rekonstruktionsalgorithmen konnte zusätzliches Wissen über die Signaldegeneration eines Ultraschallsystems berücksichtigt werden, um die resultierende Volumenauflösung zu verbessern. Die stark erhöhte Komplexität und die daraus resultierende längere Berechnungsdauer einer solchen erweiterten Volumenrekonstruktion wurde durch Nutzung vereinfachender Annahmen und massiv paralleler Berechnung mittels Mehrkerncomputern und moderner Grafikkartenhardware wieder gemindert. Auf diese Weise können Volumenrekonstruktionen gegenüber herkömmlichen Implementierungen bis zu 100-fach schneller durchgeführt werden. Die resultierende Berechnungszeit der neuen komplexen Rekonstruktion erlaubt jedoch keine interaktive Anzeige direkt nach einer Aufnahme während einer Behandlung, kann aber im Hintergrund während oder direkt im Anschluss an eine Untersuchung berechnet werden, um für weitere Diagnosen verfügbar zu sein. Hierfür verantwortlich ist die typischerweise im Vergleich zur geometriebasierten Volumenrekonstruktion millionenfach komplexere Rekonstruktionsvorschrift unter Berücksichtigung der Abbildungseigenschaften des

Messsystems. Auch die Optimierung durch hardwarenahe, hochparallele Algorithmik konnte diese Komplexität nicht auf interaktive Berechnungszeiten während einer Untersuchung reduzieren. Die Anwendung der hochparallelen Berechnung auf einfachere Rekonstruktionsalgorithmen resultierte jedoch in noch kürzeren Berechnungszeiten, welche die Aufnahmezeiten nicht überschreiten und je nach Volumenauflösung auch in Bruchteilen einer Sekunde 3d-Datensätze der nicht-statischen Freihand-3d-Aufnahmen für eine Diagnose bieten.

Auf der Grundlage der entwickelten umfangreichen Forschungsplattform mit Zugang zu Ultraschall-hochfrequenzdaten und der sowohl erweiterten, als auch beschleunigten Volumenrekonstruktion wurde ein 3d-Ultraschall-Navigationssystem zur Diagnose und Therapiekontrolle entwickelt. Dieses System dient zur Unterstützung der interstitiellen thermischen Ablation durch eine freie, nicht wie bisher auf die Ultraschalldarstellungsschicht beschränkte Führung von Punktionsnadeln in ein Zielgebiet und eine verbesserte Kontrollbildgebung des Ablationsfortschritts durch Volumenbildgebung während des Eingriffs. Das Gesamtsystem „SonoPilot thermo“ wurde als Medizinprodukt mit neuen Ansätzen der 3d-Navigation und Therapiekontrolle für den Einsatz am Patienten inklusive CE-Kennzeichnung entwickelt und im klinischen Umfeld evaluiert. Die testenden Mediziner bewerteten die Möglichkeit der freien Führung von Punktionsnadeln während der 3d-Navigation als sehr hilfreich und fortschrittlich, da der Stichkanal von Applikatoren und Biopsienadeln mit diesem System nicht mehr auf die Ultraschalldarstellungsebene limitiert ist und das System trotzdem ausreichend visuelle Hinweise auf Position, Lage und Zielführung bietet.

**Abstract.** Ultrasound imaging is a common medical imaging technique for diagnosis, therapy and monitoring in a daily clinical use. Nevertheless the imaging quality is improved with every new generation of devices as new techniques are developed and implemented until today. The use of custom ultrasound devices and interfaces is essential for the development of new techniques and only a limited number of people has access to such research platforms caused by high development or licensing costs for these devices. On top of that the vendors of commercially available research platforms do not provide full control over imaging parameters and device operation modes and the integration of new techniques can only be done by the device vendor and not the research group responsible for an innovation. An open, fully programmable and customizable ultrasound research platform allowing to overcome these limitations is not commercially available on the market.

This thesis belongs to the special field of medical engineering and implements the design, development and clinical use of an ultrasound research platform for medical imaging to overcome the artificial limitations of research platforms provided by the ultrasound device vendors. The „DiPhAS“ hardware platform [35], presented the first time in the year 2003 by Fraunhofer IBMT, is used for this purpose and enhanced by the addition of a software framework for device control, signal processing, imaging, data handling and a new kind of 3d volume reconstruction technique. This complete research platform provides easy adaptability in hardware channel count, digitizing samplerate, programmability and other requirements for specialized applications to researcher’s and customer’s needs. The requirements for an ultrasound research platform were gathered and a solution was implemented to allow data access and filtering to all times in the signal processing chain including a unique fully automatic device control by filter algorithms. This improves the internal development of new systems and provides a new research tool to external developers. The parameterization of the imaging processes, the used transmit and receive settings (like digital delay lines and apodization for beamforming) and a custom signal processing allows the fully automatic change of device operation modes and settings during the measurement based on the results of any algorithm implanted in the signal processing chain. This possibility is not provided with any other

ultrasound research platform and makes this system to a powerful and flexible tool for ultrasound research.

The actual implementation of this platform was then used to improve the volume reconstruction based on freehand-3d measurements. A new algorithm was developed to include specific properties of ultrasound imaging in the reconstruction process to overcome a simple geometry based reconstruction of measured data slices by the use of knowledge about the signal deterioration described by the point spread function (PSF). The new reconstruction algorithm is based on a more complex computation compared to the geometry based algorithm without regarding the PSF and a speed up is required to use the new algorithm in clinical applications. The parallelization of the algorithm allows a computation on modern multi core processors and the use of a massive parallel execution on graphics chips as coprocessors. Implementations of the ultrasound freehand volume reconstruction gained performance by the factor 100 using the OpenCL programming framework on NVidia graphics hardware. The new reconstruction technique considering the point spread function to improve the volume resolution by deconvolution shows a more than a billion times more complex computation and cannot be speed up to a real-time volume reconstruction by the optimization. Nevertheless an offline reconstruction can present an enhanced volume dataset within minutes after a measurement for a more detailed diagnosis after the examination. The developed parallelization of volume reconstructions can also be used to speed up the geometry based reconstruction technique to provide volume datasets with high volume element resolution in less than 2 seconds after a nonstatic freehand-3d-measurement.

Based on these techniques and this research platform a new 3d ultrasound navigation system was developed for tumor diagnosis and therapy monitoring. It utilizes the access to radiofrequent ultrasound data for high resolution volume reconstruction and further signal analysis to assist in the interstitial thermal ablation of liver tumors. For this purpose it allows a free guidance of applicator needles without mechanical connection to the ultrasound transducer. The position and orientation of these tools are recorded in 3d using an optical tracking system and a threedimensional visualization is used to show the surgeon the path of the needle and the intersection with the ultrasound cutting plane. Compared to the common use of biopsy needles or ablation applicators using a fixed needle guidance system attached to the ultrasound transducer this approach provides more freedom in the needle placement while still having a high quality ultrasound image for the control of the placement. The overall system „SonoPilot thermo“ was developed as a medical product including CE-labeling and was evaluated in a clinical study. The surgeons using this new approach were pleased by the new possibilities of needle guidance including the 3d visualization of the navigation without being limited to a fixed path defined by the position of the ultrasound transducer.

---

# Inhaltsverzeichnis

---

## Teil I Grundlagen

---

<b>1</b>	<b>Einführung</b> .....	9
1.1	Motivation, Zielsetzung und Beitrag der Arbeit .....	9
1.2	Aufbau und Kapitelübersicht .....	11
<b>2</b>	<b>Stand der Technik</b> .....	13
2.1	Übersicht über Ultraschallforschungsplattformen .....	13
2.2	Übersicht über dreidimensionale Ultraschallbildgebung .....	17
2.2.1	Anwendung der dreidimensionalen Ultraschallbildgebung in der Biomedizintechnik .....	17
2.2.2	Technische Grundlagen .....	19
2.2.3	Kommerzielle Module für Freihand-3d-Ultraschallbildgebung .....	26
<b>3</b>	<b>Grundlagen der Ultraschallbildgebung</b> .....	29
3.1	Grundlagen des Ultraschalls .....	29
3.2	Ultraschallwandler .....	30
3.3	Ultraschallmesssysteme .....	30
3.3.1	Einkanalige Systeme .....	30
3.3.2	Mehrkanalige Systeme .....	31
3.3.3	Zweidimensionale Ultraschallbildgebung .....	33
3.3.4	Dreidimensionale Ultraschallbildgebung .....	36

---

## Teil II Theorie

---

<b>4</b>	<b>Anforderungen an eine Plattform für die medizinische Ultraschallforschung</b> ..	45
<b>5</b>	<b>Auflösung eines Ultraschallsystems</b> .....	49
5.1	Ortsauflösung der Ultraschallbildgebung .....	49
5.2	Ultraschalldruckverteilung .....	52
5.3	Punktantwort des Systems als Maß für die Auflösung .....	53
<b>6</b>	<b>Komplexe Ultraschallvolumenrekonstruktion</b> .....	55
6.1	Verbesserung der Auflösung durch Dekonvolution .....	55
6.1.1	Entfaltung des Anregungspulses in einer Dimension .....	56
6.1.2	Laterale Entfaltung in zwei Dimensionen .....	56
6.1.3	Entfaltung zur Verbesserung der schlechten elevationalen Auflösung in drei Dimensionen .....	56

6.2	Algorithmik der komplexen Volumenrekonstruktion .....	57
6.2.1	Erweiterung der Volumenfunktion .....	57
6.2.2	Algorithmus zur Rekonstruktion der Volumenfunktion .....	58
6.2.3	Interpolation in der komplexen Rekonstruktion .....	60
6.2.4	Vergleich der komplexen Rekonstruktion mit der geometriebasierten Rekonstruktion .....	61
6.3	Optimierung der komplexen Ultraschallvolumenrekonstruktion .....	61
6.3.1	Optimierung der Suche nach voxelrelevanten Messdaten .....	62
6.3.2	Approximation der PSF .....	62
6.3.3	Parallelisierung .....	63

---

### Teil III Implementierung

---

<b>7</b>	<b>Entwicklung einer Forschungsplattform für die 3d-Ultraschallbildgebung .....</b>	<b>67</b>
7.1	Erstellung und Umsetzung einer Softwarearchitektur für die Ultraschallforschung ..	67
7.2	Filterkonzept mit „closed-loop“-Gerätesteuerung .....	70
7.3	Datenformate für Ultraschallhochfrequenzdaten .....	71
7.4	Softwareentwicklung für die Forschungsplattform DiPhAS .....	71
<b>8</b>	<b>Experimentelle Validierung .....</b>	<b>79</b>
8.1	Charakterisierung der Ortsauflösung .....	80
8.2	Volumenrekonstruktionen .....	87
8.3	Berechnungsleistungsfähigkeit der Forschungsplattform .....	90
8.4	Medizinprodukt SonoPilot thermo .....	93
8.4.1	Konzept und Aufbau .....	93
8.4.2	Klinischer Einsatz .....	97
<b>9</b>	<b>Schlussbetrachtungen .....</b>	<b>99</b>
9.1	Ergebnisse der Arbeit .....	99
9.2	Diskussion und Ausblick .....	101

---

### Teil IV Anhang

---

<b>A</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>107</b>
<b>B</b>	<b>Produktblätter .....</b>	<b>109</b>
<b>C</b>	<b>Spezifikation von Datenformaten für Ultraschallhochfrequenzdaten .....</b>	<b>113</b>
<b>D</b>	<b>Ultraschallwandlerspezifikationen .....</b>	<b>117</b>
	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>119</b>

**Grundlagen**



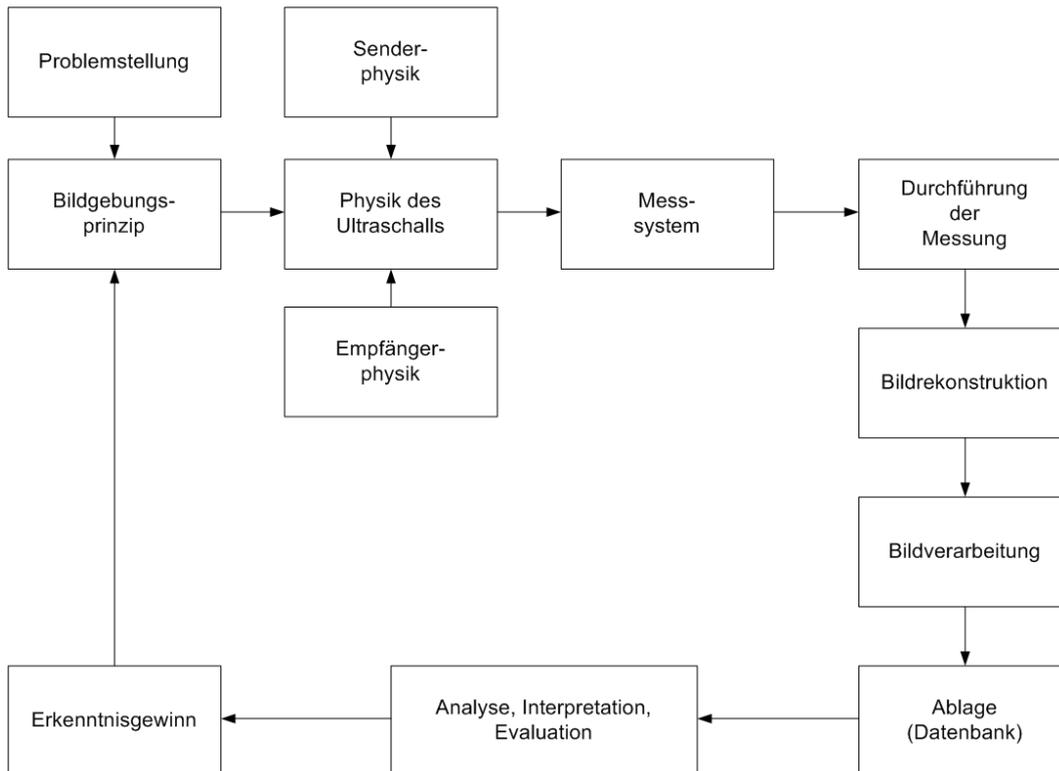
## Einführung

### 1.1 Motivation, Zielsetzung und Beitrag der Arbeit

Die Ultraschallbildgebung zählt seit mehreren Jahrzehnten zu den wichtigsten bildgebenden Verfahren in der Medizin und wird stetig durch neue Technologien und Verfahren in vielen Anwendungsgebieten verbessert. Die hierfür durch Universitäten und Forschungsinstitutionen durchgeführten Entwicklungen in der zweidimensionalen bzw. dreidimensionalen Ultraschallbildgebung erfordern die Nutzung von Ultraschallmesssystemen mit offenen Schnittstellen zur freien Programmierung des Betriebsmodus und dem Zugang zu den für Analysen wichtigen Hochfrequenz-Ultraschalldaten während des Entwicklungsprozesses. Die Hersteller kommerzieller Ultraschallsysteme für die Diagnostik bieten diese Schnittstellen standardmäßig nicht für ihre Geräte an und erlauben den optionalen Zugang nur eingeschränkt und für ausgewählte Forschungsprojekte oder Forschergruppen. Aufgrund des starren Sortiments weniger Produktfamilien wird dieser Zugang auch auf wenige hochpreisige Gerätemodelle beschränkt und erlaubt kaum Einfluss auf Betriebsmodus und für Messung genutzte Parameter. Darüber hinaus sind diese Forschungsmodule nicht für die Diagnostik zugelassen und erfordern somit aufwändige Zertifizierungen, um einen klinischen Test oder eine Anwendung neu entwickelter Verfahren am Patienten zu ermöglichen.

Die Entwicklung neuer Trends in der Ultraschallbildgebung wie Kontrastmittelbildgebung auf Basis von Microbubbles oder Nanopartikeln, Gewebecharakterisierung, hochfrequente und somit hochaufgelöste Bildgebung oder Elastographie zur Messung der Gewebesteifheit wäre durch die Unterstützung universitärer Forschungsgruppen oder Forschungsinstitutionen nicht oder nur zeitlich verzögert möglich gewesen. Die Entwicklung solcher neuer Verfahren ist oft ein iterativer Prozess (siehe Abbildung 1.1, [17]), der die Forscher stetig zu Änderungen der Anforderungen und Umsetzungen leitet und somit eine flexible Entwicklungsplattform voraussetzt.

Die kommerziell verfügbaren Forschungsmodule in den Systemen der großen Hersteller erfüllen jedoch nicht alle Anforderungen an ein komplexes Ultraschall-Forschungssystem, da sie nicht frei programmierbar, in Hardwareparametern anpassbar, flexibel und offen sind, und die Weiterentwicklung als Produkt für neue Verfahren nur durch Integration der Entwicklungen in die Produktlinie des Geräteherstellers möglich ist. Die bisherigen Grenzen in der Offenheit und Flexibilität der kommerziell verfügbaren Geräte verlängert die Entwicklungsdauer und Durchführbarkeit neuer Verfahren unnötig und fördert den Wunsch nach Forschungssystemen mit besserer Anpassbarkeit an die individuellen Bedürfnisse.



**Abb. 1.1.** Entwicklungsprozess neuer Verfahren in der medizinischen Bildgebung

Das Fehlen eines solchen Gesamtsystems motivierte das Fraunhofer IBMT bereits im Jahr 2003 zu der Eigenentwicklung einer Ultraschallplattform („DiPhAS“, [35]) als offenes Hardwaresystem für Ultraschallforschung und Produktentwicklung für eigene Forschungsprojekte. Das System zeichnet sich durch leichte Anpassbarkeit der Hardwareplattform an Projekt- oder Kundenwünsche aus, da die Anzahl der Kanäle, Samplingrate, Programmierbarkeit und viele weitere Faktoren an die individuelle Anwendung angepasst werden können. Durch die freie Programmierbarkeit von beispielsweise Sendepulsen, Sende- und Empfangsdelays, Verstärkungsparametern und Scanstrategien bietet diese Hardware die Grundlage für ein Forschungssystem, jedoch erlaubten die bisherigen Werkzeuge keinen komfortablen Zugriff auf die gewünschten Ultraschallrohdaten für Außenstehende in externer Forschung und Entwicklung und hausinterne Projekte.

Für dieses System wird hier nun eine umfangreiche Softwarearchitektur mit offenen Standards konzipiert und erstellt, die eine einfache Handhabung der Geräteeinstellungen und umfangreiche Verarbeitungen erlaubt, um hierauf basierend Forschungsprojekte oder industrielle Partner mit einfachen, aber mächtigen Schnittstellen und Anwendungen zur Ultraschallforschung auszustatten. Das Softwarekonzept und seine Werkzeuge erlauben die Anpassung der bildgebenden Parameter und Integration von Signalverarbeitungsfiltern bei komplettem Zugriff auf genutzte Einstellungen inklusive Rückkanal zur Änderung der bildgebenden Parameter während des Aufnahmebetriebs. Hierzu wurden eine neue Analyse- und Betriebssoftware entwickelt, die eine neue und einzigartige modulbasierte Schnittstelle zu dem DiPhAS-System implementiert, die den Einsatz von kundenspezifischen oder neuen Verfahren schnell und ohne komplizierte medizinische Neuzulassung zur Evaluation am Patienten ermöglicht.

Mit einer solchen umfangreichen und vielseitigen Softwareanbindung wird eine detaillierte Charakterisierung der Abbildungseigenschaften des Systems durchgeführt, da die gesamte Kontrolle

der Mess- und Bildgebungsschritte offen und transparent möglich ist. Auf diese Weise können Simulation und Messung sowohl von Ultraschalldruckverteilungen als auch der Punktantwort des Systems verglichen werden, um diese Kenntnis in einer neuen, angepassten dreidimensionalen Rekonstruktion von Freihand-3d-Schichtdaten zur Verbesserung der Ortsauflösung zu nutzen. Hierzu werden die abbildungsspezifischen Eigenschaften der Ultraschallbildgebung wie axiale, laterale und vor allem elevationale Auflösung in Form ihrer Punktantwort ("point-spread-function", PSF) berücksichtigt, da diese in der Ultraschallbildgebung für die Abbildung realer Strukturen als Ergebnis der Faltung eines idealen Objektsignals mit der einstellungsspezifischen Übertragungsfunktion in Abhängigkeit des Wandlers und des Systems (PSF) bezeichnend sind. Der hier für die hochaufgelöste 3d-Bildgebung entwickelte Ansatz soll diese Signaldegeneration durch aufwendige Volumenrekonstruktion in den gemessenen Volumendaten reduzieren, und nutzt zur Dekonvolution systemparameterabhängiges Vorwissen über die PSF, und somit über die Form der Ultraschalldruckverteilung, um primär die geringe elevationale Auflösung eindimensionaler Ultraschallarrays in der Freihand-3d-Bildgebung zu verbessern.

Mit einem solchen Gesamtsystem kann daraufhin ein neuartiges System zur klinischen Freihand-3d-Datenerfassung und Navigation entwickelt werden. Dieses bietet dann dem forschenden Mediziner eine Komplettlösung zur freien 3d-Ultraschall-Navigation ausserhalb der Ultraschalldarstellungsebene und zum Monitoring der interstitiellen Thermotheapie (Ablation von Lebertumoren) auf Basis hochaufgelöster unreduzierter Ultraschallsignalen. Durch eine koregistrierte 3d-Darstellung der genutzten Werkzeuge (z.B. Ultraschallwandler und Ablationsapplikatoren) ist mit einem solchen System eine erweiterte Punktionshilfe möglich, die eine flexiblere Führung der Werkzeuge während eines Eingriffes erlaubt. Darüber hinaus kann die hohe Ortsauflösung der verbesserten Volumenrekonstruktion eine bessere Abbildung von Tumorgewebe in der Diagnostik ermöglichen, um auch kleinere Tumore mit wenigen Millimetern Größe in einem frühen Stadium detektieren zu können.

## 1.2 Aufbau und Kapitelübersicht

Diese Arbeit ist in folgende Kapitel gegliedert:

- Kapitel 2: Stand der Technik  
Der Stand der Technik gibt einen Überblick über kommerziell verfügbare Systeme, die sich durch Erfassung von hochfrequenten Ultraschallmessdaten für Forschung und Entwicklung eignen. Weiterhin werden Techniken und Anwendungsgebiete der 3d-Ultraschallbildgebung aufgezeigt und einen Einblick in kommerzielle Freihand-3d-Bildgebungssysteme geboten. Die einfache geometriebasierte Volumenrekonstruktion zur Rekonstruktion von Freihand-3d-Ultraschallmessdaten wird beschrieben und ihre Vor- und Nachteile erläutert.
- Kapitel 3: Grundlagen der Ultraschallbildgebung  
Dieses Kapitel präsentiert die physikalischen und technischen Grundlagen der Ultraschallbildgebung, die direkt für ein Forschungs- und Entwicklungssystem relevant sind. Hierfür wird der Aufbau und Betrieb von Messsystemen für die eindimensionale, zweidimensionale und dreidimensionale Ultraschallbildgebung beschrieben, da deren Modifikation meist eine Voraussetzung für die Entwicklung neuer Verfahren ist.
- Kapitel 4: Anforderungen an eine Plattform für die medizinische Ultraschallforschung  
In diesem Kapitel werden die allgemeinen Anforderungen an eine optimale Forschungsplattform für die Ultraschallbildgebung erarbeitet.

- Kapitel 5: Auflösung eines Ultraschallsystems  
Dieses Kapitel untersucht das Auflösungsvermögen eines bildgebenden Ultraschallsystems und beschreibt den Zusammenhang zwischen Ultraschalldruckverteilung und der Punktverwaschfunktion, die für die nicht optimale Abbildungsgenauigkeit von realen Strukturen in der Ultraschallbildgebung verantwortlich ist.
- Kapitel 6: Komplexe Ultraschallvolumenrekonstruktion  
In diesem Kapitel werden zuerst Verfahren genannt, die eine Verbesserung der Ortsauflösung mittels Signalverarbeitung nach der Aufnahme durch Dekonvolutionstechniken in der eindimensionalen und zweidimensionalen Bildgebung berechnen. Daraufhin wird auf Basis der bereits beschriebenen einfachen Freihand-3d-Rekonstruktion ein Algorithmus zur Rekonstruktion von Ultraschallschichtdaten zu einem Volumendatensatz unter Berücksichtigung ultraschallspezifischer und systemspezifischer Parameter präsentiert. Auf diese Weise wird eine Entfaltung der Punktverwaschfunktion aus den 3D-Ultraschalldaten in einem Volumendatensatz durchgeführt. Durch die erhöhte Komplexität des neuen Ansatzes werden zum Abschluss dieses Kapitels verschiedene Optimierungsmaßnahmen für diese Rekonstruktion vorgestellt.
- Kapitel 7: Entwicklung einer Plattform für dreidimensionale Ultraschallbildgebung  
Die Implementierung dieser Arbeit beginnt mit der Umsetzung einer Softwarearchitektur für ein Forschungssystem mit Modulen zur dreidimensionalen Freihand-Ultraschallaufnahme und freiem Zugriff auf Programmierung und Steuerung des Ultraschallgerätes. Das Filterkonzept umfasst auch das für ein Forschungssystem neuartige Konzept des Rückkanals zur Beeinflussung von Betriebsparametern noch während der Aufnahme.
- Kapitel 8: Experimentelle Validierung  
Dieses Kapitel beschreibt die Charakterisierung des Auflösungsvermögens der Freihand-3d-Ultraschallbildgebung durch Betrachtung der Schalldruckverteilung und Punktantwort des Systems. Weiterhin wird die Aufnahme und Verarbeitung von Messdaten von Gerätetestphantomen bei Anwendung der vorgestellten komplexen Volumenrekonstruktion durchgeführt. Darüber hinaus wird der Berechnungszeitgewinn der massiven Parallelisierung charakterisiert und die Entwicklung des Medizinproduktes „Sonopilot thermo“ als Produktentwicklung auf Basis der entstandenen Forschungsplattform vorgestellt. Dessen klinischer Einsatz wird beschrieben und die hierbei gewonnenen Erfahrungen aufgelistet.
- Kapitel 9: Schlussbetrachtungen  
Hier werden Schlüsse aus den Messungen und Implementierungen gezogen, diskutiert und zukünftige Forschungen motiviert.
- Anhang: Technische Spezifikationen, Literatur- und Sachverzeichnis  
Der Anhang umfasst die Dokumentation zu eingesetzten Techniken, entwickelte Spezifikationen, Produktblätter der in dieser Arbeit oder auf diesen Ansätzen entstandenen Produkte, die Verzeichnisse zu dieser Arbeit, den Dank und den Lebenslauf.

## Stand der Technik

Dieses Kapitel gibt einen Einblick in den Markt existierender Ultraschallplattformen, die aufgrund spezieller Datenverarbeitung und Zugriff auf Messdaten für die Ultraschallforschung genutzt werden können. Hierbei werden auch Ihre Limitationen aufgezeigt, die es mit einem flexibleren Forschungssystem zu überwinden gilt. Weiterhin wird ein Einblick in die Technik der dreidimensionalen Ultraschallbildgebung geboten, indem Anwendungen und technische Umsetzungen beschrieben werden.

### 2.1 Übersicht über Ultraschallforschungsplattformen

Für die Entwicklung neuer Verfahren in der Ultraschallbildgebung und Ultraschallmesstechnik müssen die Messdaten in der Regel als Ultraschallhochfrequenzdaten vorliegen, die sich durch eine hohe Dynamik (12-16 Bit Datumsbreite) und hochfrequente Signalabtastung ( $>30\text{MHz}$ ) auszeichnen. Der Aufwand der Neuentwicklung eines Ultraschallmesssystems ist für die meisten Forschungsgruppen zu hoch und auch nur mit massivem finanziellen Aufwand zu erreichen. Aus diesem Grund entwickelten die Hersteller kommerzieller Ultraschallbildgebungssysteme Schnittstellen zu Hochfrequenzdaten für ihre eigenen Produkte, um diese ausgewählten Forschungsgruppen zur Verfügung zu stellen. Diese Schnittstellen unterscheiden sich jedoch entscheidend in ihren Fähigkeiten von eher offenen Architekturen bis hin zur reinen Offline-Nachverarbeitung gemessener Daten. Möglich sind hier beispielsweise proprietäre Schnittstellen, die speziell mit einem Gerätehersteller ausgehandelt wurden und strengen Auflagen unterliegen, oder offene Schnittstelle zum Auslesen der Daten mit der Möglichkeit, manuell sehr wenige Parameter der Signalgenerierung zu variieren.

Die folgenden Absätze vermitteln einen Einblick in kommerziell erhältliche Ultraschallsysteme mit Zugriff auf die für Forschung und Entwicklung wichtigen Hochfrequenz(HF)-Ultraschalldaten:

- Siemens Axis direct Ultrasound Research Interface:

Die Schnittstelle „Axis direct“ von Siemens wurde als eine der ersten Forschungsschnittstellen entwickelt [46], ist seit 2004 kommerziell für die jeweils bestausgestatteten Produkte verfügbar und wird vor allem für klinische Evaluationen eingesetzt [47]. „Axis direct“ ermöglicht eine eingeschränkte HF-Datenaufnahme von jeweils bis zu 200 Megabytes Messdaten (entspricht circa 3 Sekunden Aufnahmedauer) am Stück und Speicherung auf die ins System integrierte Festplatte. Die Extraktion der Messdaten erfolgt manuell und vergleichsweise umständlich durch Kopieren der Daten auf beschreibbare CD-Rohlinge oder über das Netzwerk an einen weiteren Computer. Die Nutzung des HF-Speicherungsmodus unterstützt nur wenige

Ultraschallwandler, unter denen sich keine Matrixschallköpfe befinden, so dass sich die HF-Datenaufnahme auf einzelne Schichten beschränkt. Die Forschung und Weiterentwicklung von Ultraschallwandlertechnologien sind somit an diesen Geräten nicht möglich. Darüber hinaus sind in diesem Forschungsmodus Bildverbesserungsoptionen wie beispielsweise „Compound-Scan“ (Kombination mehrerer Messungen an gleicher Position aus unterschiedlichen Winkeln) oder Bildverarbeitung wie „Speckle-Reduction“ (Berechnung einer glatteren, uniformeren Bilddarstellung) nicht verfügbar. Die Entwicklung eigener Verfahren ist auch nur durch Auswertung zuvor gemessener Daten auf einem anderen Gerät möglich, da das Ultraschallsystem einzig die Speicherung der Daten ermöglicht und darüber hinaus der Forschungsmodus nicht für die Diagnostik zugelassen ist. Diese Einschränkungen lassen keine Integration in ein Produktivsystem ohne zusätzliche Entwicklungsarbeit und Bereitschaft der Siemens-Entwicklungsabteilung selbst zu.

- Esaote Hochfrequenzakquisesystem:  
Die Firma Esaote entwickelte einen Zugang zu den Hochfrequenzdaten für das Technos MPX Ultraschallscannersystem [3], der durch Austausch einiger Elektronikkomponenten die Speicherung und daraufhin das Auslesen von Daten mit einer maximalen Aufnahmedauer von 30 Sekunden in Abhängigkeit der genutzten Aufnahmeeinstellungen ermöglicht. Da hierbei auch die Sendestufen und -steuerungen des Gerätes ausgetauscht wurden, sind der Zugriff und die Änderung auf fortgeschrittene Einstellungen des Sendebeamforming wie die Änderung der Sendeparameter möglich. Der Tausch von Pulsereinheit, Sendeelektronik und das Hinzufügen einer Platine zur Hochfrequenzdatenableitung bewirken jedoch den Verlust der medizinischen Zulassung und machen diese Forschungssysteme zu hochmodifizierten Einzelstücken, verglichen mit der Serienproduktion der Technos MPX Systeme. Weiterhin erfordert das Auslesen der Messdaten einen komplexeren Aufbau mit zusätzlichen Geräten und ermöglicht keine Integration neuer Verfahren in ein kompakteres Gesamtsystem.
- Zonare z.one:  
Die Schnittstelle der Firma Zonare für das bildgebende System „z.one“ erlaubt ebenfalls nur die Aufnahme der Hochfrequenzdaten in den internen, auf circa 200 Megabyte begrenzten Speicher und Speicherung auf Festplatte, CD-Rohling oder Übertragung über das Netzwerk auf einen weiteren Computer zur anschließenden Offline-Auswertung nach der Messung. Somit ist mit diesem System nur eine Aufnahme von weniger als 10 Sekunden möglich und bietet keine funktionelle Erweiterung der höchst integrierten Hardwareplattform.
- Hitachi Research Interface:  
Die Aufnahme von Hochfrequenzdaten bei Nutzung des Systems Hitachi HiVision 5500 [51] erlaubt ebenfalls nur eine eingeschränkte Aufnahmedauer von circa 6 Sekunden trotz Datenkompression und lokaler Speicherung der Messdaten zur externen Weiterverarbeitung. Darüber hinaus erfolgt die Datenspeicherung unter Variation manuell veränderbarer Einstellungen der Aperturgröße und Fokustiefe auf einem externen PC und erlaubt nur die Aufnahme von maximal 8 cm Tiefe zusammenhängend pro Messlinie bei einer um ein Drittel reduzierten Aufnahmegeschwindigkeit gegenüber der herkömmlichen Diagnostikdarstellung. Integrationen eigens entwickelter Algorithmen in den Online-Betrieb sind nicht vorgesehen.
- Terason OEM / Research:  
Die amerikanische Firma Terason Ultrasound entwickelte eine kompakte Ultraschallbildgebungsplattform für die medizinische Anwendung in Form der Geräte 2000+ und T3000 [11], für die auch ein Zugriff auf hochfrequente Messdaten verfügbar ist [60]. Aber auch diese Schnittstelle bietet keinen Einfluss auf die Bildgebungsparameter und erlaubt ebenfalls nur die Weiterentwicklung und Integration neuer Ansätze durch den Hersteller Terason.
- Ultrasonix Sonix RP Plattform:  
Die Firma „Ultrasonix“ bietet seit 2007 das System „Ultrasonix 500RP“ [71] an, das ähnlich

dem Terason-System das Auslesen von HF-Daten während der Aufnahme bereits ermöglicht („Ulterius Interface“), aber auch keine Integration eigener Verfahren in ein Produktivsystem ermöglicht. Im Forschungsmodus besitzt das Sonix-RP-System ebenfalls keine Zulassung zur medizinischen Diagnostik.

	Hochfrequenzdatenaufnahme	Medizinische Zulassung des Forschungsmoduls	Integration eigener Verfahren	Nachverarbeitung, Analysesoftware	Kommerzialisierung
Siemens Axius Research Interface	✓★	(✓)★★	✗	(✓)★★★★	✗
Ultrasonix Sonix RP	✓	(✓)★★	✗	(✓)★★★★	✗
Terason T2000, T3000	✓	(✓)★★	✗	(✓)★★★★	✗
Hitachi Research Interface	✓★	(✓)★★	✗	(✓)★★★★	✗
Zonare z.one	✓★	(✓)★★	✗	(✓)★★★★	✗
DiPhAS Forschungsplattform	✓	✓	✓	✓	✓

★ : wenige Sekunden Aufnahmedauer   ★★ : nicht für Diagnostik zugelassen   ★★★★ : nur rudimentäre Unterstützung

Abb. 2.1. Überblick über kommerziell erhältliche Forschungssysteme

Abbildung 2.1 zeigt eine Übersicht über die Möglichkeiten und Einschränkungen der kommerziell erhältlichen Ultraschallsysteme mit HF-Datenschnittstelle, während Abbildung 2.2 die mit diesen Systemen verfügbaren Messdatenschnittstellen in der Signalverarbeitungskette darstellt.

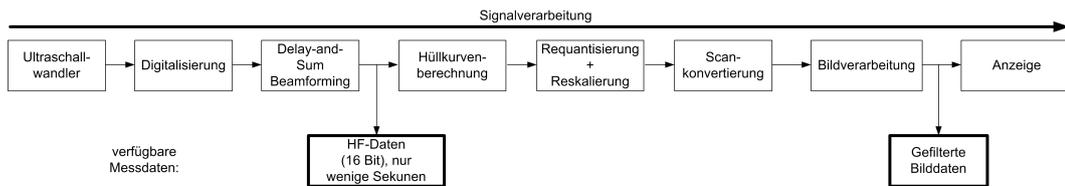


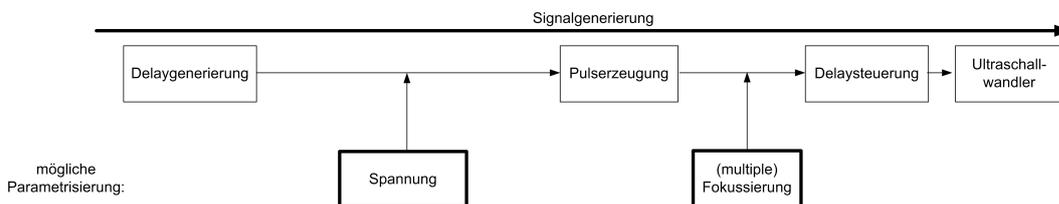
Abb. 2.2. Überblick über Schnittstellen zu Messdaten der kommerziell erhältlichen Forschungssysteme

Der Zugriff auf die Hochfrequenzdaten der Hersteller kommerzieller Bildgebungssysteme beschränkt sich in der Regel auf die Betriebsmodi zur Erfassung von Echodaten und Dopplerinformationen. In weiteren Betriebsmodi ist kein digitales Auslesen von Messdaten möglich, so dass der unabhängigen Forschung beispielsweise keine Messdaten der Kontrastmittelbildgebung, Elastographie oder Messdaten von Matrixwandlern der 3d-Bildgebung zugänglich sind. Die Unterstützung neuer Techniken in den vorgestellten Systemen wird wenn überhaupt nur nachträglich integriert und teils gar nicht oder durch (oft universitäre) Drittentwickler mit Lizenzverträgen implementiert.

Eine weitere Gemeinsamkeit aller Systeme ist das Fehlen von umfangreichen und komfortablen Werkzeugen zur weiterverarbeitenden Analyse und Programmierung. Die Hersteller liefern zwar eine

Beschreibung des Datenformates zusammen mit einfachen Programmroutinen zum Import, simpler Verarbeitung für mathematische Analyseprogramme wie Matlab [37], aber einen Großteil der Verarbeitung und Analyse muss der Anwender von Grund auf selbst entwickeln. Komfortable Programme zur Verarbeitung sowie Darstellung der Messdaten anhand einer korrekten Scankonvertierung und Anzeige von Messdaten einzelner Linien samt Frequenzanalyse innerhalb von Signalabschnitten sind Voraussetzung als Werkzeuge für die Forschung, die für diese Forschungssysteme in der Regel nicht verfügbar sind.

Ein weiterer großer Nachteil der bisherigen Verarbeitungsmöglichkeiten ist der fehlende Einfluss von Filteralgorithmen auf den aktuellen Betriebsmodus des Messsystems. Da einerseits die Verarbeitungen aufgrund begrenztem Zugriff oft offline nach der Untersuchung stattfinden müssen und andererseits die Hersteller bei Onlinezugriff keine Beeinflussung des laufenden Systems ermöglichen möchten, können Erkenntnisse aus Filterberechnungen in Form von Anpassungen der Bildgebung nicht auf die aktuell laufende Untersuchung angewandt werden. Das Auslösen von Feedback in Form einer „closed-loop“-Kontrolle, die Änderungen am Betriebsmodus durch die Filteralgorithmik erlaubt, wäre für ein Forschungssystem wünschenswert, da hiermit automatisierte Anpassungen und Änderungen für eine optimale Bildgebung oder Verarbeitung implementiert werden könnten. Abbildung 2.3 zeigt die statischen Parametrisierungsmöglichkeiten in der Signalgenerierung bei existierenden Systemen vor jeder Datenaufnahme und beinhaltet einzig die Steuerung der Anregungsspannung, Fokussierungstiefen und möglicherweise das Ausschalten einer Sendeapodisierung. Weitere Parametrisierungen wie die Einstellung detaillierter Pulsformen oder freie Definition von für das Beamforming genutzten Delay-Kurven und Apodisierungswichtungen sind hier nicht möglich.



**Abb. 2.3.** Überblick über Parametrisierungsschnittstellen kommerziell erhältlicher Forschungssysteme

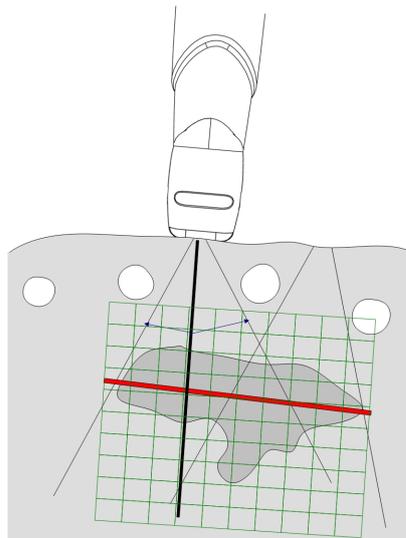
Ein weiteres Problem aktueller Forschungsplattformen stellt in der Regel der Verlust oder die eingeschränkte medizinische Zulassung des Hochfrequenzaufnahmemodus für die Diagnostik dar. Untersuchungen für Forschung und Entwicklung müssen gesondert durchgeführt werden, was spätestens bei einmaligen Vorgängen wie Punktionen und Biopsien oder während Operationen mit eingeschränktem Zeitkontingent problematisch ist.

Die Integration eines neu entwickelten Verfahrens in ein Produktivsystem kann bei diesen kommerziellen, hochintegrierten und unflexiblen Plattformen nur mit massivem Zeit- und Finanzaufwand vollzogen werden, wobei hier zusätzliche Entwicklung und die komplizierte Zulassung des Forschungsmoduls oder dessen Weiterentwicklung notwendig sind, die nur durch den Hersteller vollzogen werden können. Darüber hinaus kann die Weiterentwicklung nicht selbst vermarktet und produziert werden, sondern wird typischerweise in die zukünftige Produktlinie des Forschungssystemherstellers integriert.

## 2.2 Übersicht über dreidimensionale Ultraschallbildgebung

Dieser Abschnitt gibt einen Überblick über die unterschiedlichen technischen Ansätze der 3d-Ultraschallbildgebung, skizziert Anwendungsgebiete der einzelnen technischen Umsetzungen und zeigt deren Probleme auf.

Obwohl die zweidimensionale Ultraschallbildgebung in Kliniken und Arztpraxen etabliert ist, ist es für Ärzte nicht immer einfach, komplexe Strukturen zu deuten oder abzuschätzen. Für diese Messungen werden in der Regel mehrere Schnitte durch die Zielstrukturen abgebildet, aus denen der Anwender sich gedanklich eine dreidimensionale Repräsentation abbildet. Anstatt wenige Schichten und eine ungenaue dreidimensionale Abbildung zur diagnostischen Beurteilung zu Grunde zu legen, kann die dreidimensionale Ultraschallbildgebung meist pyramidenförmige Volumina berechnen, die viel genauere Vermessungen und Schichtdarstellungen aus auch vielen nicht schallbaren Orientierungen bieten (siehe Abbildung 2.4). Statt sich auf wenige Schichten zu verlassen, kann der Arzt hier die Diagnose anhand eines kompletten 3d-Datensatzes analog zur Volumenauswertung der Computer- oder Kernspintomographie erstellen. Auf diese Weise werden auch Unregelmäßigkeiten wie Asymmetrien direkt sichtbar, die anhand weniger 2d-Schichten durch den Körper leicht zu übersehen sind.



**Abb. 2.4.** Rekonstruktion eines nicht als Schicht messbaren Ultraschallschnitts (rot) auf Basis eines Volumendatensatzes (grün) anhand vieler Einzelschichten (z.B. schwarz). Zugang zur Zielstruktur (grau) nur durch Zwischenräume von Knochen (weiß) erreichbar (schwarze Markierung) (links)

Vor den technischen Grundlagen der unterschiedlichen 3d-Ultraschallansätze werden die Einsatzgebiete dieser Bildgebung im Bereich der Biomedizintechnik skizziert.

### 2.2.1 Anwendung der dreidimensionalen Ultraschallbildgebung in der Biomedizintechnik

Die 3d-Ultraschallbildgebung ist seit wenigen Jahren in unterschiedlichsten Bereichen der humanen und Veterinärmedizin in der Anwendung und wird fortwährend weiterentwickelt, um weitere

Anwendungsgebiete zu erschließen. Etablierte Bereiche erstrecken sich von der Pränatal-Diagnostik über Kardiologie, Onkologie, ultraschallgestützter 3d-Navigation, der Therapiekontrolle bis hin zur multimodalen Visualisierung, die im Folgenden detailliert betrachtet werden.

Der Einsatz kommerzieller 3d-Ultraschallbildgebung fand seine erste Anwendung in der pränatalen Diagnostik und ermöglicht hier die Visualisierung und Vermessung des ungeborenen Fötus im Mutterleib. Neben der herkömmlichen, etablierten zweidimensionalen Ultraschallbildgebung, die ein fester Bestandteil der von den Krankenkassen in Deutschland bezahlten Vorsorgeuntersuchung ist, ist das Angebot der Nutzung von 3d-Ultraschallsystemen in den letzten Jahren in Kliniken oder großen Arztpraxen stark gestiegen. Da jedoch der diagnostische Nutzen der dreidimensionalen Abbildung kaum Mehrwert gegenüber der etablierten 2d-Bildgebung bietet, übernehmen die Krankenkassen die Kosten der Untersuchungen nicht. Nichtsdestotrotz ist dieser Einsatz vor allem wegen der sozialen und psychologischen Wirkung weit verbreitet, da somit werdende Eltern durch erstes Betrachten einer plastischen Darstellung des ungeborenen Kindes eine verstärkte emotionale Bindung bilden können.

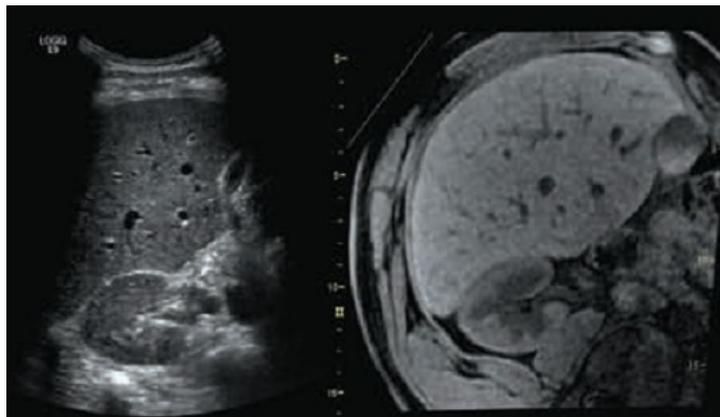
Die Kardiologie stellt ein weiteres Einsatzgebiet durch die Visualisierung des schlagenden Herzens in Echtzeit („live-3d“-Ultraschall (4d)) dar. Die Diagnose von Fehlbildungen des Herzens oder Störungen im Kontraktionszyklus sind hierbei anhand der möglichen komplexen Auswertung von kardiologischen Funktionen und Eigenschaften wie der Bestimmung des Gesamtherzvolumens und detailliert pro Herzgefäß in Abhängigkeit der jeweiligen Phase im Herzschlag oder der Vermessung von Herzklappengröße samt -deformation oder -funktionsstörung vielfältig. Die Analysemöglichkeiten der Herzfunktion sind umfassend in kommerziellen Ultraschallscannern integriert, und die Erkenntnisse hierdurch werden für die Diagnostik ausgiebig genutzt.

Die dreidimensionale Ultraschallbildgebung ermöglicht es auch, ein hochflexibles System mit geringen Kosten für die Therapiekontrolle umzusetzen. Der Geräteaufwand ist im Vergleich zu Röntgen-C-Bögen oder MR-Tomographen sehr gering und kann auch in Therapiegeräte integriert werden, um sowohl den Systemaufbau als auch den Ablauf der Therapie selbst zu vereinheitlichen und zu vereinfachen. Beispiele für Therapiekontrollen, die von dreidimensionalem Ultraschall profitieren können, sind beispielsweise die interstitielle Thermotherapie (ITT) [29] und die extrakorporale Stoßwellenlithotripsie [9]. Interstitielle Thermotherapien stellen ein minimalinvasives und damit patientenschonendes Verfahren zur Behandlung von Tumoren dar und werden beispielsweise an der Leber nach minimalinvasiver Einführung von Applikatoren in den Tumor und folgender Ablation (Aufheizung und Verödung) des Gewebes und somit einer strukturellen Veränderung des Tumorgewebes behandelt. Wichtig für den Therapieerfolg sind zum einen die genaue Positionierung der Applikatoren in der Navigation und zum anderen die Therapiekontrolle durch Berechnung und Darstellung von Koagulationsgrenzen als Feedback für den Behandlungsverlauf. Sowohl die Einführung der Applikatornadeln durch den Einstichkanal als auch die Überprüfung einer korrekten Lage im Organ kann durch die Volumenbildgebung oder dreidimensional dargestellten koregistrierten Führung der Werkzeuge (Ultraschallwandler und Applikatornadeln) erleichtert und verbessert werden. Im Gegensatz zu bestehenden Punktionsszenarien, bei denen der Applikator fest mit dem Ultraschallkopf verbunden ist und somit die Bewegung nur in einer vorgegebenen Bildebene zulässt, kann mit der 3d-Ultraschallbildgebung eine freie Bewegung beider referenzierter Instrumente zueinander realisiert und dargestellt werden. Die extrakorporale Lithotripsie ist ein Verfahren zur Zertrümmerung von Nieren- oder Harnsteinen durch Stoßwellen. Hierbei wird versucht, Schallwellen auf betroffene Regionen so zu bündeln, dass Fremdkörper ohne einen stationären Eingriff zerkleinert werden, so dass diese danach natürlich ausgeschieden oder operativ entfernt werden können.

Eine weiteres Beispiel für den Einsatz der 3d-Ultraschallbildgebung in der Navigation ist die Planung von und Kontrolle während Eingriffen in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde (HNO). Zur

Veranschaulichung sei hier das SonoPointer-System [63] erwähnt, das aus einem dreidimensional erfassten 1d-Ultraschallsystem besteht, mit dem die Schädelkalottendicke mit niederfrequentem Ultraschall bestimmt wird, um Fräsbahnen für Implantatfassungen an ausreichend dicken Schädelteilen planen zu können, ohne die Hirnhaut zu verletzen.

Die ultraschallgestützte Navigation wird auch für die Biopsie von beispielsweise Brustgewebe [32] [20] mit der gezielten Punktion und Entnahme von Gewebeproben zur weiteren Analyse genutzt. Die dreidimensionale Erfassung von Lage und Position des Ultraschallwandlers und der Biopsienadel erlaubt analog zur oben bereits beschriebenen, erleichterten Applikatorpositionierung ein besseres örtliches Verständnis der physikalischen Gegebenheiten.



**Abb. 2.5.** Multimodale Bildgebung Ultraschall/CT (Quelle: GE healthcare, Logiq e9-System)

Durch die hohe Flexibilität und Portabilität der Ultraschallgeräte ist der Einsatz der Ultraschallbildgebung während Eingriffen unter Zuhilfenahme vorheriger Referenzdaten anderer Bildgebungsmodalitäten beispielsweise in der Navigation sehr beliebt. Hierfür werden in der Regel Referenzdaten der Computertomografie oder Kernspintomografie als Grundlage zur Navigation mit echtzeitfähigen Bildgebung des Ultraschalls kombiniert [22]. Somit können vorherige Planungsdaten in einer Behandlung anhand der Referenzbildgebung dargestellt und zusätzlich ein verbesserter Überblick über die abgebildeten Strukturen der Online-Bildgebung ermöglicht werden, da trotz Artefakte wie Schallabschattungen des Ultraschalls eine Orientierung im Untersuchungsgebiet erleichtert wird. Abbildung 2.5 zeigt eine solche referenzierte Nutzung dreidimensional erfasster Ultraschallschichten und Abbildung der entsprechenden Schnitte durch einen CT-Volumendatensatz. Das Referenzieren und eine korrespondierende Darstellung von Ultraschallvolumendatensätzen zu CT- oder MRT-Volumendatensätzen ist technisch ebenfalls möglich.

### 2.2.2 Technische Grundlagen

Unabhängig von der Messtechnik lässt sich für die dreidimensionale Ultraschallabbildung eine Volumenfunktion definieren, welche die Rekonstruktion  $R$  einer Menge von Ultraschallliniendaten  $\{Messlinie\}$  mit jeweils ihren HF-Daten  $Daten$ , der globalen Position der Messlinien  $Transformation$  und der lokalen Geometrie des Ultraschallwandlers  $Geometrie$  zu einem Ultraschallvolumen  $Volumen(x,y,z)$  berechnet, das analog zu den Pixel („picture elements“) bei Bilddaten aus Voxel („volume elements“) als kleinste Einheit in einer regulären 3d-Anordnung besteht:

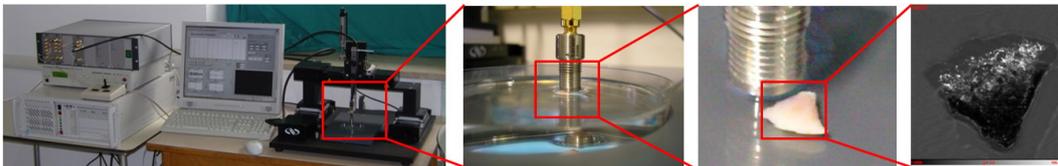
$$\begin{aligned} \text{Volumen}(x, y, z) &= R(\{\text{Messlinie}\}) \\ &= R(\{\text{Daten}, \text{Transformation}\}, \text{Geometrie}) \end{aligned} \quad (2.1)$$

Die Darstellung der skalaren Ultraschallvolumendaten kann dann mit herkömmlichen Verfahren zur Volumenvisualisierung wie beispielsweise dem „direct volume visualization“ mittels Raycasting erfolgen, da skalare medizinische Volumendaten weit verbreitet sind und deren 3d-Darstellung auch von vielen kommerziellen Softwarepaketen [65] [40] unterstützt wird.

Die Aufnahmetechniken für 3d-Ultraschall selbst unterscheiden sich jedoch stark im Systemaufbau, den möglichen Anwendungsgebieten und der Systemkosten. Die folgenden Abschnitte geben einen detaillierteren Überblick über die einzelnen Techniken. Es gibt jedoch keine Technologie, die als dominierende 3d-Bildgebungstechnik exemplarisch genannt werden kann.

### Einkanalige Systeme für 3d-Bildgebung

Die Nutzung einer zweiachsigen aktiven Positionierung reicht bereits aus, um mit einem einkanaligen mechanisch verfahrenen Messsystem und einem einelementigen Ultraschallwandler Messungen in drei Dimensionen durchzuführen. Die Schallausbreitung erfolgt senkrecht zu der Positionierebene und bildet ein Volumen unterhalb dieser Ebene ab. Diese Systeme werden in der Regel zur hochfrequenten und somit hochaufgelösten Bildgebung eingesetzt und nutzen den Einsatz teurer Komponenten für einen einzigen Messkanal und hochspezialisierte Einzelementultraschallwandler für den Bau eines hochfrequenten Gesamtsystems von 50 MHz beispielsweise in der Dermatologie zur Bildgebung der Haut als 3d-Volumen (siehe Abbildung 2.6) bis 1 GHz zur Abbildung zellulärer Strukturen mit Gesamtgrößen von wenigen Mikrometern in 3d [69].



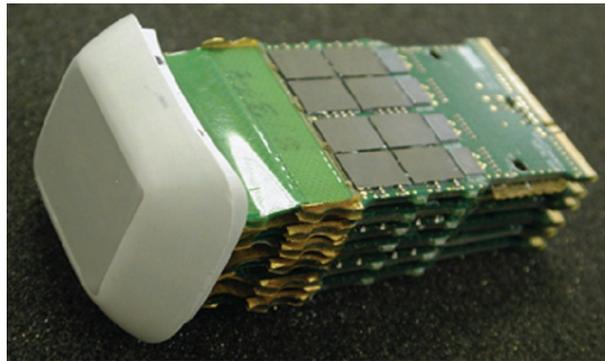
**Abb. 2.6.** Hochfrequentes Ultraschallsystem mit mechanischem Scanning beispielsweise für Dermatologie oder Ultraschallmikroskopie

### Mehrkanal-Systeme für 3d-Aufnahmen mit starren Volumengrößen

Der Einsatz von eindimensionalen Ultraschallarrays mit zusätzlicher mechanischer Schwenkeinheit kann ebenfalls zur 3d-Ultraschallbildgebung genutzt werden, da durch das Schwenken von wenigen Grad über eine gesamte Schwenkperiode hinweg ein Volumen abgetastet wird, das in dem Ultraschallgerät softwareseitig rekonstruiert werden kann. Diese Systeme erreichen wegen der im Ultraschallwandler durchgeführten Schwenkbewegung und der simplen, starren Volumenrekonstruktion eine interaktive Darstellungswiederholrate von bis zu zwei Volumendatensätzen pro Sekunde. Dies qualifiziert sie für die Pränataldiagnostik und etablierte die dreidimensionale Ultraschallbildgebung in den letzten Jahren in gynäkologischen Arztpraxen. Daraufhin erreichte diese 3d-Pränataldiagnostik viel Medienpräsenz und präsentierte den 3d-Ultraschall der breiten Allgemeinheit dank Werbekampagnen der großen Gerätehersteller. Technisch

ist die Nutzung mechanisch geschwenkter Ultraschallwandler jedoch eine räumliche Einschränkung des Arbeitsvolumens gegenüber der langsameren Volumenaufnahme der Freihand-3d-Technik und bietet keine ausreichende Echtzeitfähigkeit zur Darstellung des schlagenden Herzens, für die eine Volumenwiederholrate von mindestens 10 Volumen pro Sekunde notwendig ist. Hierfür wurden als Weiterentwicklung „Matrixschallköpfe“ entwickelt.

In den letzten Jahren wurden Ultraschallwandler gefertigt, die wegen der Anordnung ihrer einzelnen Elemente in zwei Dimensionen „2d-Schallköpfe“ oder „Matrixschallköpfe“ genannt werden. Abbildung 2.7 zeigt einen „Matrix“-Ultraschallwandler mit hoher Elektronikintegration bereits im Wandlergehäuse. Mit diesen ist es nicht nur möglich, den Schall in einer Ebene zu fokussieren und zu steuern, sondern auch aus dieser Ebene hinaus. Auf diese Weise können pyramidenähnliche Volumina rein elektronisch abgetastet und vermessen werden (siehe Abbildung 3.5 rechts). Hierfür besitzen Matrixschallköpfe eine hohe Elementanzahl von teils mehr als 3000 Elementen gegenüber herkömmlichen Linearschallköpfen mit üblicherweise 128 bis 192 Elementen. Der große Vorteil dieser Technik ist die Geschwindigkeit der Volumenaufnahme, da keine mechanische Interaktion des Anwenders oder des Ultraschallkopfes selbst erforderlich sind. Diese Technik findet Anwendung in der Kardiologie und bietet dort die 3d-Darstellung des schlagenden Herzens in Echtzeit mit zusätzlichen Berechnungsergebnissen wie beispielsweise Herzkammervolumina und mechanischem Kammerwandstress.

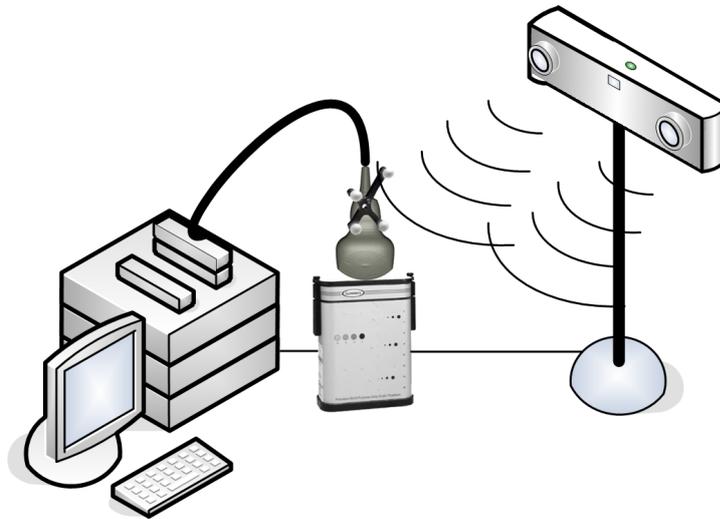


**Abb. 2.7.** Matrix-Ultraschallwandler zum Einsatz in der Kardiologie (Siemens)

Trotz der hohen Elementzahl ist eine Bildgebung einer einzelnen Schnittschicht unterhalb des Ultraschallwandlers in der Regel schlechter aufgelöst als bei Benutzung herkömmlicher Ultraschallwandler der 2d-Bildgebung. Dies ist bedingt durch die meist geringe Elementzahl in lateraler Ausrichtung, da sich senkrecht hierzu elevational die weiteren Elemente in Matrixanordnung befinden, was die hohe Gesamtzahl an aktiven Elementen verursacht. Die Nutzung dieser Ultraschallwandler erfordert eine komplexere Ansteuerungselektronik mit vielen Kanälen zur elektronischen Puls-Ansteuerung und Datenverarbeitung, die das Gesamtsystem preislich weit über 100.000 EUR kosten lassen.

Die Schallerzeugung wird bei Matrixschallwandlern im Sendefall vielfach wenig oder sogar unfokussiert durchgeführt und nur im Empfangsfall in der Signalverarbeitung in Software dynamisch und vielfach parallelisiert fokussiert, um eine hohe Bildwiederholrate zu erzielen. Hierdurch ist jedoch die Volumenelementauflösung in dieser Bildgebung üblicherweise nicht so hoch wie Bildelementauflösung in einzelnen Schichten der herkömmlichen zweidimensionalen Bildgebung.

### Mehrkanal-Systeme für Freihand-3d-Aufnahmen mit flexiblen Volumengrößen



**Abb. 2.8.** Skizze eines Freihand-3d-Ultraschallsystems mit integriertem Beamformer und Computer, externem Kameratrackingssystem und Erkennungsstruktur am Ultraschallwandler)

Eine kostengünstige Variante auf Basis der Verwendung von bereits vorhandenen Ultraschallsystemen für die zweidimensionale Bildgebung stellt die Erweiterung des Systems mit einer extrinsischen Positionierung („Tracking“, siehe Abb. 2.8) und einer angepassten Erweiterungssoftware zur Rekonstruktion und Verarbeitung der Volumendaten auf Basis der vorhandenen Ultraschallschichtdaten dar. Hierfür wird die positionsmessende Einheit an dem Ultraschallwandler selbst angebracht oder im Wandler integriert und während der Aufnahme von Messdaten parallel zwei Datentypen gleichzeitig verarbeitet: die Messdaten und die Position mit Lage zu diesen Daten. Diese Grundlage ermöglicht eine Rekonstruktion der Einzelschichten zu einem Volumendatensatz. Hierfür werden die Messdaten der Schichten in ein Volumengitter anhand ihrer 3d-Positionen eingefügt und das Volumen somit gefüllt. Fehlstellen des Volumens können durch Interpolation aus vorhandenen, benachbarten Daten durch Interpolation gefüllt werden.

Die extrinsische Positionsbestimmung bietet den Vorteil, dass die Bestimmung der Position und Orientierung meist relativ zu mindestens drei Referenzpositionen im Raum oder einem Referenzkoordinatensystem erfolgt, was einerseits eine Referenzierung überhaupt erst notwendig macht, aber andererseits somit auch eine Referenzierung von Strukturen oder des Patienten auf vordefinierte Landmarken oder externe Referenzen ermöglicht. Auf diese Weise ermöglicht ein solcher Systemaufbau die Nutzung der Ultraschallaufnahmeschicht zur dreidimensionalen Navigation, der multimodalen Darstellung korrespondierender Schichten einer anderen Bildgebung zur aktuellen Ultraschallschicht oder die Rekonstruktion einer Teilmenge von Ultraschallschichtdaten zu einem Volumendatensatz.

Weiterhin bieten diese Systeme in der Regel eine hohe Genauigkeit und sind meist langzeitstabil in der Bestimmung von Ort und Lage. Für eine korrekte Rekonstruktion ist es jedoch erforderlich, dass die zu untersuchende Struktur sich relativ zu dem Sensorursprung nicht bewegt, da sonst Bewegungsartefakte im Volumen durch zusätzliche Verschiebung innerhalb der aufgenommenen Schichten entstehen würden. Es kommt aber auch bei der 3d-Aufnahme von starren Strukturen durch die geringe Ungenauigkeit der Trackingsysteme im Submillimeterbereich zu Fehlern

in der Volumenrekonstruktion, die jedoch erst bei einer Volumenauflösung von weniger als einem Millimeter Kantenlänge eines Voxels erkennbar werden und somit nur hochfrequente Ultraschallbildgebung  $>20$  MHz ausschließen, bei denen eine manuelle Führung des Wandlers sowieso aufgrund der kleinen zu untersuchenden Strukturen und der un stetigen Bewegung eines Untersuchers unbrauchbar ist.

Für die humane Bildgebung und die Untersuchung von Strukturen in der Größenordnung von Gefäßen bis Organen bei Nutzung von Ultraschallwandlern zwischen 2 MHz und 20 MHz erlaubt die Freihand-3d-Bildgebung theoretisch die Erfassung von beliebig großen Volumina, was einen Vorteil gegenüber der starren Volumenbildung bei Nutzung von Matrixarray-Ultraschallwandlern darstellt. Begrenzt wird die Aufnahme nur durch eine effiziente Verarbeitung der teils enormen Volumendatenmengen im Computer und dem verfügbaren Arbeitsvolumen des genutzten Positionserfassungssystems, welches je nach technischer Umsetzung von weniger als einem bis hin zu drei Kubikmetern variiert.

Die Freihand-3d-Bildgebung ist nicht echtzeitfähig, da zuerst die Einzelschichten erfasst und danach zu einem Volumen rekonstruiert werden müssen. Die Aufnahme der Schichten erfolgt in der Regel durch Ausführung eines Wandlerschwenks über die Zielregion, wobei typischerweise zwischen 30 und 250 Schichten je nach aktueller Bildgebungseinstellung mit ihrer Positionen über einen Zeitraum von circa 3 Sekunden erfasst werden. Eine einfache Volumenrekonstruktion kann interpolationslos in Echtzeit während der Aufnahme [72] oder mit Fehlstelleninterpolation nach der Aufnahme innerhalb von wenigen Sekunden errechnet werden. Aufgrund der Notwendigkeit der Aufnahme vieler Schichten ist der Einsatz in der Kardiologie nur mit starken Einschränkungen möglich, da hierbei die Aufnahmen mehrerer Schichten nur innerhalb einer Phase des Herzzyklus über mehrere Zyklen hinweg möglich ist, da sonst starke Bewegungsartefakte durch die Bewegung des Herzens eine Volumenrekonstruktion unmöglich machen würden. Dies benötigt eine Synchronisation (Trigger) der Aufnahme mit einem EKG-Gerät und verlängert die Aufnahmezeit auf mehr als 15 Sekunden. Da diese Zeit für einen kommerziellen Einsatz mit hohem Patientendurchsatz nicht akzeptabel ist, wurden für die Kardiologie - wie im vorigen Abschnitt beschrieben - Matrixschallwandler entwickelt.

Die Interpolation von Freihand-3d-Volumendaten ist aufgrund der nicht-statischen Scan- konvertierung notwendig, um im erfassten Volumenbereich eine ausfüllende Messdatenpräsenz zu erreichen, da eine unregelmäßige Informationsdichte durch Fehlstellen oder mehrfach vermessene Bereiche vorliegt. Diese entstehen durch un stetig dynamische und vorher unbekannte Bewegung des Ultraschallwandlers über die Zielregion. Im Gegensatz zu mechanisch geschwenkten Linearwandlern oder Matrix-Ultraschallwandlern mit ihren bekannten und starren Scangeometrien und somit bekannten Fehlstellen, die effizient in Software durch eine vorher definierte, starre Interpolation optimal aus in der Nachbarschaft vorhandenen Daten gefüllt werden können, sind Fehlstellen in den aufgenommenen Freihand-3d-Daten nicht vorherzusehen, und eine Interpolation muss dynamisch für jedes neue Volumen individuell berechnet werden.

Ein weiterer Nachteil der Freihand-3d-Technik ist die Notwendigkeit für die zusätzliche Positionserfassung, wodurch die Systemkonfiguration und der mechanische Aufbau in der Regel komplizierter werden, und auch die Ergonomie aufgrund weiterer Arbeitsschritte wie beispielsweise einer Systemkalibrierung, dem zusätzlichen Aufbau von Geräten und je nach Modell einer notwendigen Sichtverbindung der Positionserfassung mit Werkzeugen leidet. Die Vor- und Nachteile der Freihand-3d-Bildgebung variieren stark von der Art der Positionserfassung. Gängige Technologien zur Erfassung von Position und Lage von Objekten in der Medizintechnik basieren auf physikalischer Positionserfassung durch elektromagnetische, optische, mechanische oder Inertial-Sensoren, oder sie nutzen eine bildbasierte intrinsische Positionserfassung auf Basis der Messdaten. Zuletzt ist auch eine intrinsische Positionsannahme anhand linearer Wandlerbewegung möglich, die jedoch keine

Messung, sondern eine Schätzung zu Grunde legt. Im Folgenden werden diese Techniken detaillierter untersucht.

Elektromagnetische Trackingsysteme nutzen einen stationären, aber portablen Feldgenerator und Magnetfeldsensoren in kleiner Bauweise an den Werkzeugen, deren Position bestimmt werden soll, und erreicht bei sechs Freiheitsgraden eine typische Genauigkeit von  $0,5 \text{ mm}^3$  RMS mit 200 Hz Wiederholrate.

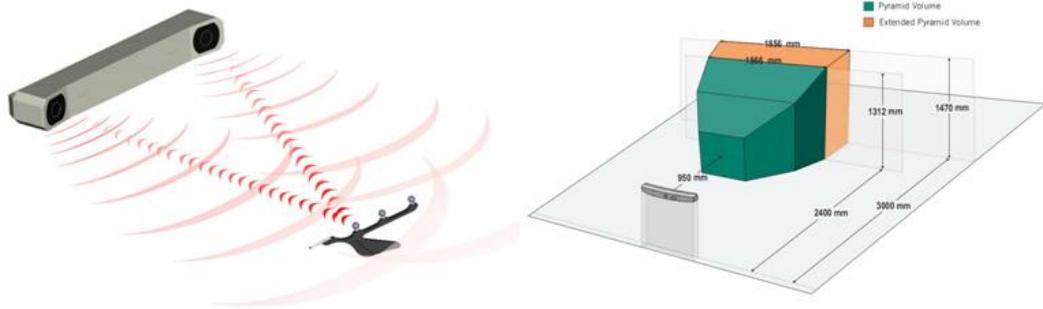


**Abb. 2.9.** Elektromagnetisches Trackingsystem trackSTAR (Quelle: Ascension Technology Corp.): Auswerteelektronik (oben links), Magnetfeldgenerator (unten links), Sensorbeispiele (rechts)

Ältere magnetische Systeme (z. B. „Flock of Birds“) waren fehleranfällig bei Nutzung von OP-Ausstattungen mit Metallkernen, jedoch nutzen neuere Systeme (z. B. „trakSTAR“, Abbildung 2.9) gepulste Gleichstromfelder statt kontinuierlicher Wechselstromfelder, um Induktionseffekte durch Metallgegenstände zu vermeiden. Die elektromagnetische Positionserfassung erfolgt relativ zu einem globalen Koordinatensystem und kann mehrere zueinander referenzierte Werkzeuge gleichzeitig erfassen. Dies ermöglicht den Einsatz in der Navigation, wo Werkzeuge positionsoberwacht platziert und mit positionsbestimmten Ultraschall kontrolliert werden können.

Die Grundlage der optischen Positionserfassungssysteme ist meist die Stereoskopie und Nutzung eines Kamerasystems mit mindestens zwei Objektiven zur Bestimmung von Position und Lage eines vordefinierten Körpers. Typische Beispiele der optischen Positionserfassung sind die Produkte „Spectra“ und „Vibra“ der Firma NDI mit einem Arbeitsvolumen von bis circa zwei Kubikmetern. Innerhalb dieses Volumens ist dann die Positionsbestimmung mit einer Genauigkeit von  $0,3 \text{ mm}^3$  RMS bei 60 Messungen pro Sekunde möglich. Abbildung 2.10 zeigt schematisch die Infrarotmessung von reflektiven Kugeln zur Positionsbestimmung und ein beispielhaftes Arbeitsvolumen der optischen Positionserfassung. Die optische Positionserfassung bietet wie die elektromagnetische Positionserfassung den Vorteil der Erfassung mehrerer Werkzeuge relativ zu einem globalen Koordinatensystem und ermöglicht somit ebenfalls einen Einsatz in der Navigation.

Die notwendige Sichtverbindung des optischen Trackings zwischen zu erfassenden Werkzeugen und der Stereokamera ist ein großer Nachteil dieser Systeme im klinischen Einsatz, da die Handhabung der Werkzeuge die Ergonomie verringert. Die Ärzte müssen im Umgang mit optischen Positionserfassungssystemen vor einem Einsatz während einer Operation geschult werden und während der Anwendung auf Einhaltung der Sichtverbindung achten. Darüber hinaus muss der Einsatz und die Positionierung des Kamerasystems im Operationssaal geplant werden, um eine ausreichend ergonomische Führung der Werkzeuge unter Berücksichtigung der Sichtverbindung zu gewährleisten.



**Abb. 2.10.** Optische Positionserfassung, Quelle: NDI Digital, Funktionsweise Stereo-Infrarot-Kamera (links) und Arbeitsvolumen (rechts)

Die mechanische Positionserfassung basiert auf schwenk- und drehbaren Gelenken (siehe Abbildung 2.11, links), an deren Ende ein Ultraschallwandler befestigt wird, und ermöglicht eine Messung mit hoher Genauigkeit von  $0,38 \text{ mm}^3$  RMS. Hauptnachteile dieser Systeme sind jedoch das geringe Arbeitsvolumen ( $< 1 \text{ m}^3$ ) und die Positionserfassung von nur einem einzigen Werkzeug. Der an der Spitze des Arms starr angebrachte Ultraschallwandler wird darüber hinaus zu einem unhandlicheren Werkzeug und erschwert somit die Handhabung.



**Abb. 2.11.** Mechanisches Trackingsystem microScribe (Quelle: Immersion Corp., links), Inertial-sensorik der Fraunhofer TEG (rechts)

Die Nutzung von Inertialsensoren in Form von mikroelektromechanischen Systemen (MEMS) erlaubt eine referenzlose Navigation als Komplement zu den bisherigen Referenz-Navigtionen und basieren auf der Auswertung von Drehraten-, Beschleunigungs- und Magnetfeldsensoren. Diese nutzen die Massenträgheit und das Erdmagnetfeld für die Messung der eigenen Bewegung, um hierauf basierend die Orientierung und Lage zu bestimmen (siehe Abbildung 2.11 rechts, [26]). Hierbei ist die Lagebestimmung anhand der Schwerkraft leicht realisierbar, aber die Erfassung von Translationen anhand der Gyroskopmessdaten ist komplexer und nur durch Optimierung des Gesamtsystems mit aufwändigen Softwarealgorithmen wie Digitalfilter, Plausibilitätskontrollen, Estimationsfilter und Autokalibration annähernd zu realisieren. Als Ergebnis zeigen sich existierende Inertialnavigtionen nur als kurzzeitstabil und leiden unter einer abnehmenden Genauigkeit („Integrationsfehler“, „Drift“) über die Messdauer. Dieses Tracking ist nicht für einen Einsatz zur Navigation nutzbar, da die Position nur relativ zur Startposition berechnet werden kann und

somit nur hierauf referenzieren kann. Die initiale Positionserfassung mehrerer Werkzeuge zueinander könnte gewünschte gegenseitige Referenzierung ermöglichen, ist aber aufgrund des vorhandenen Positions-Drifts nicht innerhalb akzeptabler Fehlermaße realisierbar.

Der Verzicht auf externe positionserfassende Systeme und somit zusätzlicher Geräte kann durch die intrinsische Positionsrechnung auf Basis der gemessenen Bilddaten erfolgen. Hierbei werden Bewegungen zwischen Bildern geschätzt [23], [28], [24] und vor allem Texturmerkmale des Ultraschallbildes berücksichtigt [10]. Fehler in der Positionsbestimmung summieren sich hierbei auf und resultieren in einem konstant wachsenden Drift, da Fehlberechnungen zwischen vorherigen Schichten nicht durch nachfolgende Berechnungen kompensiert werden können.

Das einfachste System zur dreidimensionalen Ultraschallbildgebung erfasst jedoch weder Positionen eines externen Sensors noch berechnet es relative Positionsänderungen über mehrere Schichten hinweg, sondern rekonstruiert eine Menge von Einzelschichten zu einem Volumen unter Annahme einer konstanten Bewegung des Ultraschallwandlers. Hierbei werden äquidistante Abstände oder Winkel bei gleichem Aufpunkt zwischen aufeinanderfolgenden Schichten angenommen. Diese reine Softwarelösung zur Aufwertung eines 2d-Messsystems zu einer 3d-Bildgebung ist sehr kostengünstig, erlaubt aber aufgrund der Ungenauigkeit des Anwenders in der Führung des Ultraschallwandlers bei der Aufnahme keine zuverlässigen Vermessungen von Strecken oder Volumina. Durch die mögliche Anpassung der Größe des Abstandes oder Winkels kann der Anwender annähernd korrekte Proportionen des Volumendatensatzes einstellen und das Bild mit wenig Nutzen zur Diagnostik betrachten. Aus diesem Grund wird diese Technik sehr selten und nur in der Pränataldiagnostik zur Berechnung einer ästhetischen und plastischen 3d-Darstellung des Kindes für die Eltern angewendet.

Die intrinsische, bildbasierte Positionserfassung bietet zudem keine Möglichkeit der Erfassung mehrerer Werkzeuge und eignet sich somit nicht zur referenzierten 3d-Ultraschall-Navigation. Beide intrinsische Verfahren nutzen sequentielle Positionierung [18] und sind deswegen nicht zur quantitativen Auswertung und Diagnose geeignet.

Zusammenfassend und bewertend kann das neue elektromagnetische Tracking auf Basis der pulsed-DC-Sensorik überzeugen, das die hohe Empfindlichkeit gegenüber Metall im Umfeld der Sensoren der elektromagnetischen Vorgängertechnik ausbessert und aufgrund kleinster Positionssensoren in Kathetergröße die höchste Flexibilität in der Integration des Tracking in ein Gesamtsystem bietet. Das bisher sehr verbreitete optische Tracking der Werkzeuge bietet eine gleichermaßen gute Ortsauflösung, erfordert jedoch eine Sichtverbindung zwischen der Stereokamera und den einzelnen Werkzeugen. Im Vergleich zum elektromagnetischen Tracking erlaubt diese Technik jedoch die Fertigung günstiger Werkzeuge auch zum einmaligen Gebrauch, da allein die Anbringung einzelner erhaltlicher Reflektorkugeln und die nachfolgende Charakterisierung zur Konzeption eines Werkzeuges ausreichen.

### 2.2.3 Kommerzielle Module für Freihand-3d-Ultraschallbildgebung

Neben einer offenen und frei konfigurierbaren Forschungsplattform und den Standardwerkzeugen für die Bildgebung erfordert die 3d-Ultraschallbildgebung aufgrund der höheren Komplexität und Datenmenge weitere Werkzeuge zur Erfassung, Visualisierung und Analyse von Volumendaten. Hierfür existieren einerseits Werkzeuge, die Hersteller zu ihren kommerziellen Bildgebungssystemen anbieten, andererseits bieten Dritthersteller Softwarewerkzeuge zur Erweiterung bestehender Systeme mit zusätzlicher Hardwareerweiterung an.

Aufgrund der Komplexität eines Freihand-3d-Aufbaus (siehe Kapitel 2.2.2) und der längeren Aufnahmedauer beschränken sich die großen Hersteller in ihren kommerziell erhältlichen Systemen auf

die Nutzung von Matrixarrays und bieten keine Funktionalität in der Aufnahme und Rekonstruktion von Freihand-3d-Ultraschalldaten. Für die Analyse von Volumendaten beispielsweise der Kardiologie bieten Gerätehersteller wie Philips oder Siemens Produkte wie „QLAB quantification software“ [48] und „syngio US workplace“ [52] zu ihren komplexeren Ultraschallgeräten an, um eine umfangreiche Analyse der Messdaten nach der Untersuchung zu ermöglichen. Diese Werkzeuge sind zwar sehr umfangreich, aber auf die Anwendung wie beispielsweise die Analyse des Herzvolumens, Myokard-Bewegungen in der Kardiologie oder Anflutungskurven in der Kontrastmittelbildgebung begrenzt und nicht durch Dritthersteller um neue Verfahren erweiterbar. Darüber hinaus bieten diese Module keine Extraktion von Messdaten zur externen Analyse und stellen somit nur ein kommerzielles Analyseprogramm für vom Hersteller vordefinierte Auswertungen dar.

Weiterhin wurden diverse Lösungen für die dreidimensionale Ultraschallbildgebung entwickelt, die kommerziell erhältliche Geräte der zweidimensionalen Bildgebung zu einem Freihand-3d-Ultraschallsystem erweitern. Diese Lösungen bedienen sich einer meist externen Positionserfassung für jeden gemessenen Schichtdatensatz und berechnen eine Volumenrekonstruktion mittels Softwarealgorithmen. Diese Lösung zur dreidimensionalen Ultraschallaufnahme bieten kleinere Medizintechnikfirmen als Erweiterung bestehender Ultraschallsysteme - meist der oben genannten großen Hersteller - an, oder Universitäten und andere Forschungsinstitutionen entwickeln mit solchen technischen Ansätzen Demonstratoren, die den Freihand-3d-Ansatz aufgrund der hohen Flexibilität in neuen Szenarien der Forschung nutzen. Letzteres etablierte den Freihand-3d-Ultraschall beispielsweise in der Navigation auf Basis der Ultraschallbildgebung während Operationen unter Zuhilfenahme und Registrierung auf präoperative Kernspin- oder Computertomographievolumendaten.

Exemplarisch für auf dem Markt etablierte Zusatz-Systeme für kommerzielle Ultraschallgeräte sollen hier die „Invivo ScanNt“-Produktfamilie des Fraunhofer IGD und MedCom [38] oder das „StradX/StradWin“-System, entwickelt durch eine Gruppe der Universität Cambridge [62], genannt werden.

Entwickler oder Lizenznehmer von günstigen PC-basierten Ultraschallbeamformersystemen bieten zu ihren Produkten solche Software in der Regel optional an, da somit der Funktionsumfang des Gesamtsystems kostengünstig um die prestigeträchtige 3d-Ultraschallbildgebung erweitert werden kann. Für eine intrinsische Positionierung muss bei der reinen Softwareumsetzung nur eine Lizenzgebühr gezahlt werden, und die Steigerung der Qualität durch ein extrinsisches Trackingsystem kann zusätzlich kostengünstig hinzugefügt werden. Die Ergonomie und Genauigkeit dieser Lösungen sind jedoch nicht mit einer hochintegrierten Forschungsplattform zu vergleichen, bei der ein umfangreiches und nahtloses Software- und Hardwarekonzept die hochauflösende Freihand-3d-Ultraschallbildgebung bietet.



## Grundlagen der Ultraschallbildgebung

Um Anforderungen an eine Ultraschallforschungsplattform definieren zu können müssen zuerst die relevanten Bildgebungsparameter und -abläufe betrachtet werden. Dieses Kapitel gibt hierzu einen Einblick in die Grundlagen der Ultraschallbildgebung. Es werden physikalische Grundlagen des Ultraschalls und Aufbau und Betrieb von Ultraschallmesssystemen beschrieben, die für die Konzeption einer Forschungsplattform relevant sind.

### 3.1 Grundlagen des Ultraschalls

Unter Ultraschall versteht man akustische Schwingungen, deren Frequenzen über dem oberen Frequenzgrenzwert des hörbaren Schalls (üblicherweise 16 kHz) liegen [64]. Diese Wellen können durch Anregung von Piezokristallen mit einer Wechselspannung erzeugt werden. Weiterhin besitzen diese Piezoelemente die Eigenschaft, bei Auftreffen einer mechanischen Ultraschallwelle diese Schwingung in eine Spannung zu wandeln, die gemessen werden kann.

Die Ultraschallbildgebung wird in der Diagnostik seit über 50 Jahren eingesetzt und ist bis heute ein wachsender Markt unter den medizinischen Bildgebungsmodalitäten. Hierfür verantwortlich sind vor allem die bedeutendsten Vorteile des Ultraschalls in Form der Nichtinvasivität, der nichtionisierenden Natur und des relativ günstigen Preises sowie die Portabilität der Ultraschallgeräte [7]. Diagnostischer Ultraschall arbeitet mit Frequenzen der mechanischen Wellen von typischerweise 500 kHz bis 20 MHz und basiert auf der grundlegenden physikalischen Eigenschaft der Ultraschallausbreitung, dass eingehende akustische Wellen eine Reflektion an Grenzschichten erfahren. Diese ist begründet durch die Änderung der akustischen Impedanz von einer Schicht zur nächsten, die jeweils in sich sonst homogen sind. Die am Ultraschallwandler zurückkehrende mechanische Welle wird dort in ein elektrisches Signal umgewandelt, das nach zusätzlichen Verarbeitungen und Digitalisierung in der Elektronik an einen Computer zur Weiterverarbeitung und Visualisierung geleitet wird.

Die Reflektion und Streuung der mechanischen Welle basiert auf Änderungen der Schallgeschwindigkeit  $c$  und Dichte  $p$  der beteiligten Medien. Teile der mechanischen Welle werden reflektiert und andere wiederum durchgelassen (transmittiert). Um den Anteil der Schalldruckamplitude für die Reflektion zu berechnen, betrachtet man die akustische Impedanz der einzelnen Medien vor der Grenzschicht  $z_1 = p_1 * c_1$  und die akustische Impedanz nach der Grenzschicht  $z_2 = p_2 * c_2$ . Somit können für planare Grenzschichten Reflektionsamplitude  $p_{reflect}$  und Transmissionsamplitude  $p_{transmit}$  anhand des einfallenden Schalldrucks  $p_i$  und den Reflektions- und Transmissionsfaktoren  $R$  und  $T$  wie folgt berechnet werden [36]:

$$p_{reflect} = R * p_i = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} * p_i, p_{transmit} = T * p_i = \frac{2 * z_2}{z_2 + z_1} * p_i \quad (3.1)$$

Die Ultraschallbildgebung entwickelte sich über die Zeit von einer eindimensionalen Abbildung von Grenzschichten hin zu einer echtzeitfähigen dreidimensionalen Abbildung beispielsweise des schlagenden Herzen. Die Messmethoden sind für die verschiedenen Verfahren sehr ähnlich, jedoch setzen sie unterschiedliche Messtechniken voraus, deren technische Grundlagen im weiteren Verlauf dieses Kapitels erklärt werden. Hierfür wird nun zuerst der Aufbau der Ultraschallwandler beschrieben.

## 3.2 Ultraschallwandler

Ein Ultraschallwandler erzeugt mechanische Wellen durch die Umwandlung von magnetischer, thermischer und elektrischer Energie in mechanische Energie. Die beste Technik für die medizinische Ultraschallbildgebung ist hiervon der piezoelektrische Effekt [14], bei dem mechanischer Stress an einem Piezokristall eine elektrische Potentialdifferenz über die Enden des Materials erzeugt. Weiterhin erlaubt der inverse piezoelektrische Effekt eine Deformation eines Piezokristalles durch Anlegen eines elektrischen Feldes über das Material hinweg. Somit ist es möglich, eine Wechsellspannung in eine mechanische Welle und umgekehrt zu wandeln.

Von dieser Grundlage der einelementigen Ultraschallwandler wurde nach diversen Innovations-schritten die Array-Technologie entwickelt, bei der es möglich ist, viele einzelne Ultraschallelemente nebeneinander einzeln anzusprechen. Hierfür werden aus einem Piezoblock viele einzelne Ultraschallwandlerelemente durch Säugung hergestellt und elektronisch kontaktiert. Dank dieser Technologie müssen Einzelelementwandler nicht mehr mechanisch über eine Probe bewegt, sondern können mit Hilfe einer Elektronik individuell angesteuert werden. Dies ist Teil des Beamformings und erlaubt die örtliche Steuerung und Formung der ausgesendeten Schallwelle durch kleine zeitliche Verzögerungen in der Elementansteuerung, wie es später noch genauer beschrieben wird. Auf gleiche Weise werden „Matrix-Ultraschallwandler“ für die dreidimensionale Ultraschallbildgebung hergestellt, deren Elemente nicht nur nebeneinander, sondern in einer zweidimensionalen Matrix angeordnet sind.

## 3.3 Ultraschallmesssysteme

### 3.3.1 Einkanalige Systeme

Der Messaufbau zur Erzeugung und Detektion einer mechanischen Welle mit einem Ultraschallwandler besteht nur aus wenigen Komponenten, wie in Abbildung 3.1 dargestellt ist. Ein Pulser erzeugt anhand eines digitalen Musters einen analogen Puls, der auf den Ultraschallwandler geleitet wird. Durch den piezoelektrischen Effekt entsteht hier die mechanische Welle, die sich entlang der akustischen Achse durch das Medium ausbreitet und deren Anteile an darin befindlichen Streuern oder Grenzschichten unterschiedlicher Gewebstypen reflektiert und gestreut werden können. Da die Piezoelemente sowohl senden als auch empfangen können, verwendet man in der medizinischen Ultraschallbildgebung in der Regel die Puls-Echo-Messung, bei der das sendende Element nach der Sendephase auch zur Detektion von rückläufigen Ultraschallwellen genutzt wird, die dort erneut durch den piezoelektrischen Effekt in eine Spannung umgewandelt werden. Danach werden die resultierenden elektrischen Signale zuerst verstärkt und dann in einem PC-Computer digitalisiert,

um gespeichert und verarbeitet zu werden. Die Digitalisierung erfolgt mit einer Abtastrate des Signals („Samplerate“), die gemäß des Nyquist-Theorems einem Vielfachen der zu erwartenden Signalfrequenz entsprechen soll. Die Darstellung einer solchen Messung erfolgt durch Auftragung der Schalldruckamplitude über die Zeit (und somit durch Schalllaufzeit auch Tiefeninformation) und wird als „A-Scan“ (siehe Abbildung 3.2) bezeichnet.

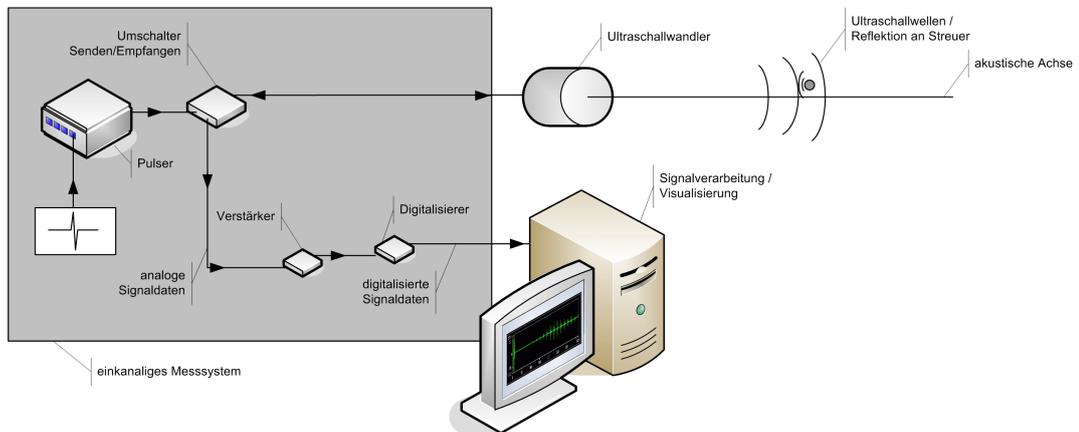


Abb. 3.1. Skizzierung eines einkanaligen Ultraschallmesssystems

Mit allen hier vorgestellten Ansätzen wird die Echogenität der Zielregion lokal aufgelöst in drei Dimensionen abgebildet. Somit erfasst man Messdaten oder Volumen mit skalaren Reflektionsintensitäten.

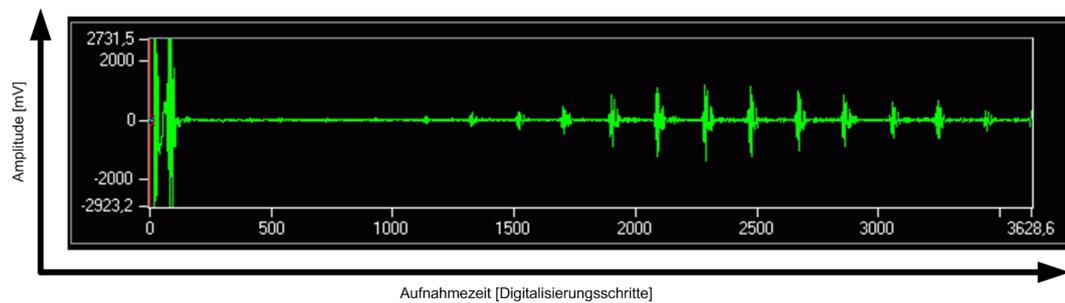


Abb. 3.2. A-Scan Darstellung einer 1d-Messung: Messung der Druckamplitude über die Zeit

Mit solchen Messsystemen sind Messungen im Bereich der medizinischen Bildgebung von Knochenstrukturen bei niedrigen Frequenzen um 1 MHz [63] bis hin zur hochfrequenten Vermessung in der akustischen Mikroskopie mit bis zu 1 GHz [69] möglich.

### 3.3.2 Mehrkanalige Systeme

Die Ultraschallbildgebung erreichte ihren Durchbruch mit der Etablierung der zweidimensionalen Bildgebung. Somit war es nicht nur möglich, Abstände entlang einzelner Linien durch den Körper zu vermessen, sondern eine komplette Schicht durch den Körper grafisch abzubilden, was eine intuitivere Auswertung und somit Diagnose durch Betrachtung eines kompletten Bildes ermöglicht.

Erste zweidimensional abbildende Systeme bestanden aus mechanisch bewegten oder schwenkenden einelementigen Ultraschallwandlern, die jedoch den Nachteil hatten, dass die Ultraschallwellen nicht dynamisch auf einzelne Bereiche fokussiert werden konnten und somit die Auflösung der Bilder oft nicht für die Diagnostik ausreichend war. Die fortschreitende Technikentwicklung bei Ultraschallwandlern und die günstiger werdende Elektronik- und Computerhardware führte somit zur Entwicklung von mehrkanaliger Ultraschallmesshardware und Array-Ultraschallwandlern

Die zweidimensionale Bildgebung lässt sich mathematisch als Rekonstruktion eines Ultraschallschichtbildes  $Bild(x,y)$  anhand der Schichtdaten  $Messlinie$  beschreiben, wobei die Messlinien durch die HF-Daten  $Daten$  und die lokalen Geometrien des Ultraschallwandlers  $Geometrie$  dargestellt werden:

$$\begin{aligned} Bild(x,y) &= R(\{Messlinie\}) \\ &= R(Daten, Geometrie) \end{aligned} \quad (3.2)$$

Die Rekonstruktionsoperation  $R$  ist in dieser Notation die oben beschriebene „Scankonvertierung“.

Die mehrdimensionale Ultraschallbildgebung beruht auf dem gleichen physikalischen Grundprinzip, skaliert jedoch die Anzahl der Ultraschallwandler durch Übergang von einelementigen Ultraschallwandlern zur Array-Technologie und die Komplexität der Ansteuer- und Auswerteelektronik. Trotz der gesteigerten Komplexität durch das Beamforming basiert die moderne Ultraschallbildgebung meist weiterhin auf der idealisierten Form der linienbasierten Aufnahme analog zu den A-Scan-Systemen. Abbildung 3.3 zeigt den schematischen Aufbau einer Ultraschall-Mehrkanalelektronik mit Fähigkeit des Beamforming.

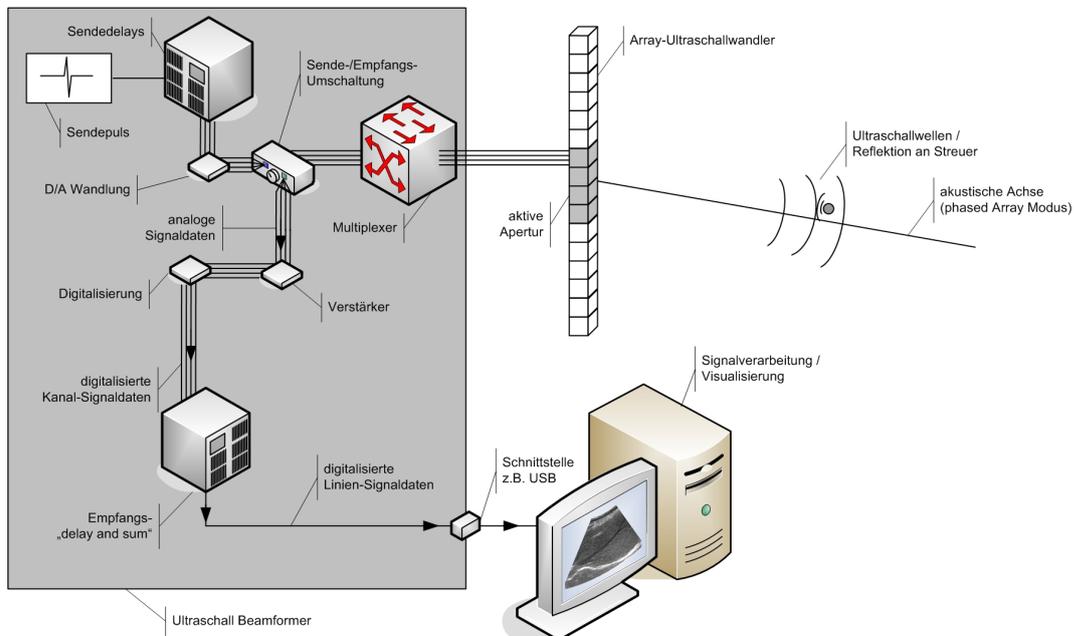


Abb. 3.3. Skizzierung eines mehrkanaligen Ultraschallmesssystems

Um einen größeren Bereich ohne physikalische Bewegung des Ultraschallwandlers abbilden zu können, verwendet man mehrere nebeneinander angeordnete Piezoelemente, sogenannte Arrays, die dann elektronisch gezielt angesprochen werden können. Hierbei spricht man dann von Linear-Arrays bei Anordnung auf einer Strecke und Curved-Arrays bei Elementanordnung auf einer Kreisbahn. Die Signalgenerierung erfolgt hier analog zu der einelementigen Bildgebung durch Ansteuerung einzelner Elemente eines Arrays (Pulse anlegen, Messung durch Empfang über die Zeit), jedoch können hier durch Zusammenschaltung mehrerer Einzelelemente zu einer Elementgruppe (*Apertur*) und elementweise Weiterschaltung verschiedener Aperturen mehrere linienförmige Messungen vorgenommen werden.

Da die Anzahl an Kanälen eines Messsystems begrenzt ist und meist Ultraschallwandler mit mehr Einzelelementen ansprechen müssen als dedizierte Kanäle vorhanden sind, werden Multiplexer zur Ansteuerung von Ultraschallwandlern mit mehr Elementen als Kanälen genutzt. Dies bringt jedoch eine weitere Limitation in der Skalierbarkeit der genutzten Ultraschallfrequenz, da bereits Multiplexerhardware für Nutzfrequenzen von weniger als 100 MHz aufgrund der Einzelbauteile und Signaldämpfung schwierig herzustellen sind.

### 3.3.3 Zweidimensionale Ultraschallbildgebung

Die zweidimensionale Ultraschallbildgebung basiert entweder auf dem „Delay-and-Sum“-Algorithmus mit seiner linienweisen Aufnahme und Bildrekonstruktion mehrerer eindimensionaler Amplitudenmessungen oder der laufzeitbasierten Software-Bildrekonstruktion von Einzelkanaldaten durch Empfang aller Messdaten mit allen Kanälen des Messsystems gleichzeitig. In beiden Fällen können aspektkorrekte Abbildungen von Messungen mit Ultraschallarrays bei beliebiger, aber bekannter Geometrie erzeugt werden.

Im Folgenden werden die einzelnen Bildgebungsmodi genauer beschrieben und die Bedeutung der Verarbeitung von Einzelkanaldaten für die Forschung und Entwicklung erläutert.

#### **B-Scan-Bildgebung („delay-and-sum“)**

Mit Hilfe der „Beamforming-Technologie“ [55] ist es möglich, zweidimensionale Schnittbilder durch Objekte wie den menschlichen Körper zu erfassen. Das grundlegende Bildgebungsprinzip der B-Mode Technik ist eine Beamformer-Einheit, die genutzt wird, um Pulse auf einzelne Elemente zu schalten, die durch zeitliche Verzögerungen und somit Laufzeitunterschieden der mechanischen Welle in fokussierten, schmalen und speziell geformten Schallausbreitungsformen resultieren. Dies bietet eine Funktionsweise der Ultraschallwellengenerierung und -erfassung, die einer akustischen Linse ähnelt. Diese Laufzeitunterschiede werden in Form einer *Delay*-Kurve zum zeitversetzten Senden genutzt. Der Vorteil der elektronischen Fokussierung ist die Möglichkeit der dynamischen Anpassung der Empfangsfokussierung im Gegensatz zur starren Fokussierung der Linse. Eine solche Empfangsfokussierung erlaubt theoretisch eine Anpassung der Empfangszeitpunkte für jedes Wandlerelement zu allen Empfangszeiten [50]. Zusätzlich zur Fokussierung erlaubt die einzelne elektronische Ansteuerung der Elemente eine Erhöhung der Sensitivität durch *Apodisierung*, indem die Amplitude der Signale sowohl beim Senden als auch beim Empfangen kanalweise gewichtet werden können.

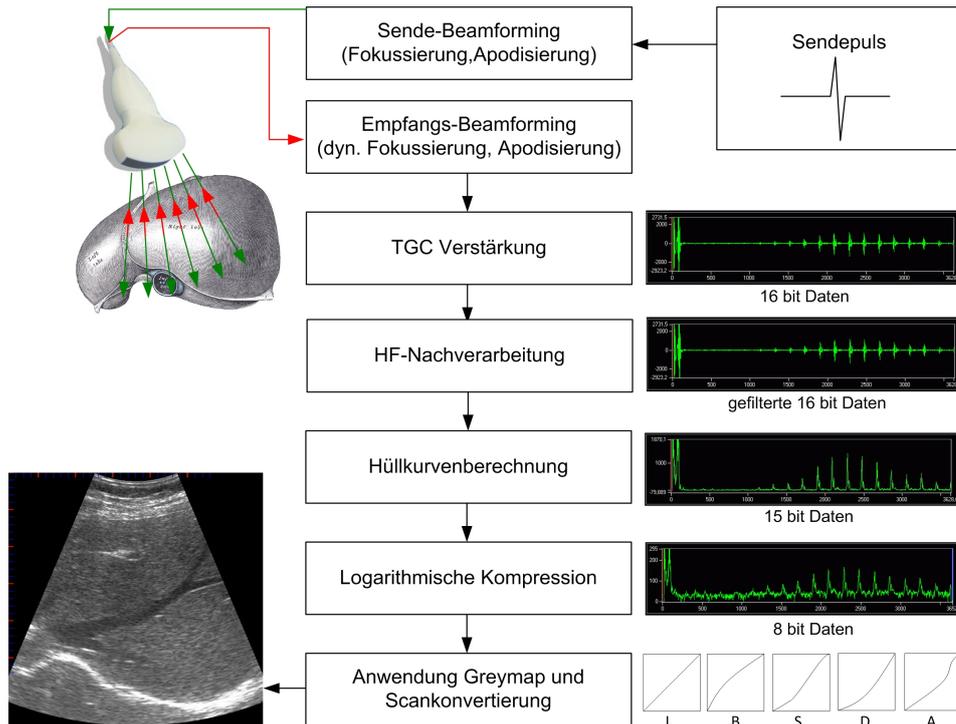
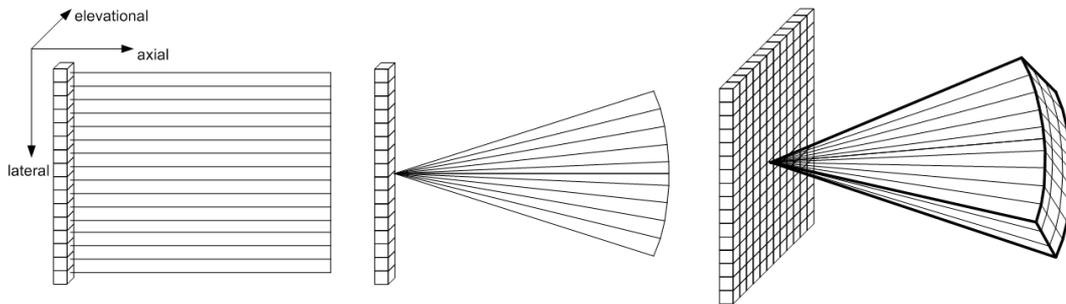


Abb. 3.4. Ablauf des Beamforming-Prozesses und der Signalverarbeitung

Die durch das Beamforming erzeugten Schallwellen interagieren mit den unter dem Wandler befindlichen Medien und werden somit teils zu dem Ultraschallwandler - wie im vorherigen Kapitel beschrieben - zurück reflektiert und dort durch den piezoelektrischen Effekt messbar. Nach analoger Signalverarbeitung und Digitalisierung kann man ein solches Signal (A-Scan) als Grundlage für eine Rekonstruktion zu einem 2d-Bild nutzen. Nach diesem Prinzip sendet die Elektronik aus verschiedenen Positionen des Ultraschallwandlers und in verschiedenen Richtungen weitere Ultraschallwellen aus, die typischerweise einen rechteckigen oder sektorförmigen Bereich unterhalb des Wandlers abdecken. Jeder so erfasste A-Scan wird durch das Beamforming-System mit einer Linie stilisiert, die der akustischen Achse der vermessenen Ultraschallwelle entspricht, und enthält die digitalisierten akustischen Echoinformationen in Form eines hochfrequenten Messsignals. Wenn man für das vermessende Medium eine annähernd konstante Schallgeschwindigkeit annimmt, kann durch die verstrichene Zeit bis zur Ankunft eines Echos am Ultraschallwandler auf die physikalische Tiefe der Reflektion geschlossen werden. Um dämpfungsbedingte Unterschiede zwischen den Signalstärken aus tiefen oder wandlernahen Regionen auszugleichen, wird das Signal mit einer tiefenabhängigen Verstärkung (*TGC*: time gain compensation) multipliziert. Danach wird die Echoamplitude durch Demodulation des Hochfrequenzsignals mittels Hüllkurvenberechnung bestimmt und danach durch eine logarithmische Kompression auf eine Anzahl von Messwerten requantisiert, um einen dynamischen Bereich zu erhalten, der für eine Anzeige für den Benutzer tauglich ist. Hierfür werden die verarbeiteten Messdaten durch eine Helligkeitskodierung unter Berücksichtigung der Aufnahmegeometrie im Verarbeitungsschritt „Scankonvertierung“ in ein Bild transformiert, welches das gemessene Objekt mit geometrisch korrekten Proportionen darstellt. Abbildung 3.4 skizziert diese einzelnen Schritte der B-Mode Bildgebung von der Elementanregung bis hin zum fertigen Ultraschallbild.

Die Nutzung und Variation von asymmetrischen Delaykurven ermöglicht eine fächerförmige Abbildung und wird als „Phased-Array“-Technik bezeichnet. Bei der Nutzung eines zwei-dimensionalen Matrix-Ultraschallwandlers kann anhand dieser Phased-Array-Steuerung innerhalb kürzester Zeit nur durch Änderung der elektronischen Elementansteuerung ein annähernd pyramidenförmiges Volumen vermessen werden, ohne dass der Ultraschallwandler selbst verschoben werden muss. Abbildung 3.5 zeigt typische Abbildungsgeometrien, die durch das Beamforming vermessen werden können.

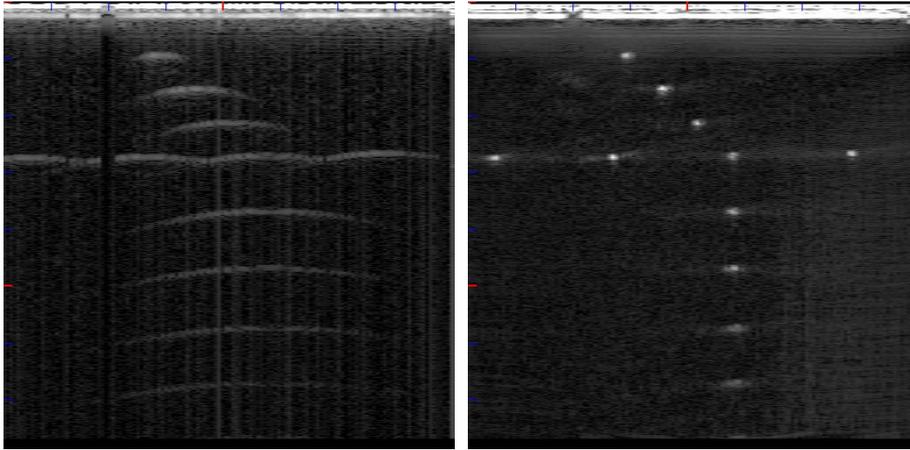


**Abb. 3.5.** Skizze möglicher Scanbereiche durch Nutzung des Beamformings: Linear-Scan durch symmetrische 1d-Delaykurven (links), Phased-Scan durch asymmetrische 1d-Delaykurven (mittig), Volumen-Scan durch asymmetrische 2d-Delaykurven (rechts)

### Software-Beamforming von Einzelkanaldaten

Für moderne Ultraschallsysteme wurde eine neue Lösung entwickelt, die auf die Delay-and-Sum-Berechnung in der Ultraschallhardware verzichtet und ein Beamforming komplett in der Software erst vor der Darstellung berechnet. Hierfür müssen statt der Daten von nur einer Messlinie mittels *Delay-and-Sum* die kompletten empfangenen Daten aller in der Apertur aktiven Elemente über die Messzeit an einen Computer übertragen werden. Auf diese Weise können in der Bildrekonstruktion nicht nur eine Empfangsfokussierung auf potentiell jeden Bildpunkt berechnet werden, sondern auch anhand komplexer Softwarealgorithmen durch Bestimmung und Ausgleich unterschiedlicher Schallgeschwindigkeiten für unterschiedliche Bildsegmente die Bildverhältnisse korrigiert werden [43]. Abbildung 3.6 zeigt exemplarisch eine Kanaldatenaufnahme eines Fadenphantoms mit dem digitalen Beamformer DiPhAS, wobei die linke Abbildung die unrekonstruierten Wellenfronten der einzelnen Kanäle darstellt und rechts daneben das rekonstruierte Bild eines „Delay-and-Sum“-Softwarealgorithmus zeigt.

Dieser Aufnahmemodus wird für neue Techniken wie die Optoakustik genutzt, bei der auf die Erzeugung von Ultraschallwellen mit dem Ultraschallwandler verzichtet wird und stattdessen die Erzeugung von Ultraschallwellen durch starke kurzzeitige Anregung von Absorbern (z. B. Blut, technisch hergestellte Nanopartikel) mit einer Laserquelle auf Basis des thermoakustischen Effektes erfolgt. Hierbei erzielt man durch die Wahl der Wellenlänge des Lasers eine selektive Bildgebung zur speziellen Anregung einzelner Materialien und Strukturen (z. B. rote Blutplättchen, Nanopartikel [21]). Diese Bildgebung wird aktuell erforscht und erreicht bald Marktreife durch Beendigung der Geräteentwicklung und medizinische Zulassung von Nanopartikeln. Das langfristige Ziel hierbei ist eine gezielte Funktionalisierung von Nanopartikeln speziell für Tumorgewebe, um eine selektive Bildgebung dieser einzelnen Strukturen mit sehr hohem Kontrast zu erzeugen.



**Abb. 3.6.** Darstellung von RAW-Mode-Daten: unrekonstruierte Wellenfronten in den Kanaldaten (links), in Software rekonstruiertes B-Bild analog zur *Delay-and-Sum*-Technik (rechts)

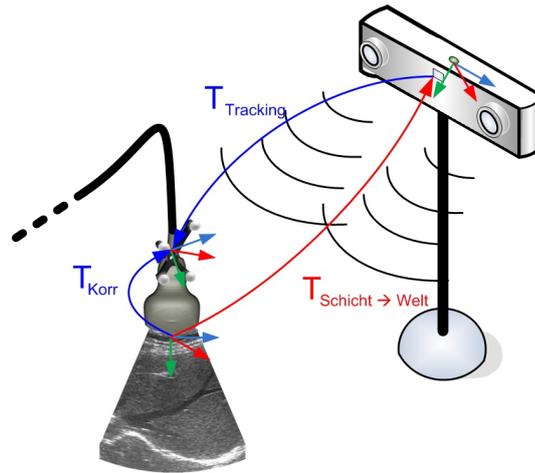
### 3.3.4 Dreidimensionale Ultraschallbildgebung

Die Grundlagen der dreidimensionalen Ultraschallbildgebung wurden bereits in Kapitel 2.2 beschrieben und geben auch einen Überblick über mögliche technische Umsetzungen. Im Weiteren wird die Nutzung der Freihand-3d-Ultraschallbildgebung detaillierter betrachtet und deren Anwendung in Navigation und Diagnose erarbeitet. Für einen solchen Einsatz ist sowohl eine Kalibrierung des Sensorensystems zu einem Zielvolumensystems, als auch eine Softwareverarbeitung von Schicht- zu Volumendaten durch Rekonstruktion notwendig.

#### Kalibrierung der Positionserfassung

Durch die Anbringung eines Sensorelementes an dem vom Anwender geführten Ultraschallwandler ist zwar die Position des Ultraschallwandler bekannt, aber die Position der gemessenen Ultraschallschicht muss noch exakt bestimmt werden, da der Tracking-Sensor an einer beliebigen Position am Ultraschallwandlergehäuse angebracht wurde. Diese Position ist in der Regel zwar fest und somit über die weitere Anwendung konstant, muss aber einmalig vor der ersten 3d-Anwendung bestimmt werden. Hierfür wird eine Korrektur des Positionserfassungssystems auf die Ultraschallbildgebung bestimmt, deren Ergebnis eine dreidimensionale Transformation  $T_{korrr}$  mit 6 Komponenten (3 Komponenten Translation, 3 Komponenten Rotation) ist, die die Sensorlage  $T_{Tracking}$  auf den Bildursprung der Ultraschallbildgebung im globalen Koordinatensystem abbildet  $T_{Schicht \rightarrow Welt}$  [30] [70]. Diese homogene Transformationsmatrix wird „Korrekturmatrix“ genannt (siehe Abb. 3.7).

Um diese Korrekturmatrix zu bestimmen, wird ein Objekt mit bekannten Ausmaßen und Materialeigenschaften vermessen, dessen Geometrie bei Messung mittels Ultraschall Rückschlüsse auf den Ort des Ultraschallwandler während der Aufnahme ermöglicht. Während der Messungen werden die Position und Lage durch das externe Positionserfassungssystem ohne Korrektur erfasst und mit den Schichten gespeichert. Für eine Kalibrierung eines Ultraschallwandler der 2d-Bildgebung für die 3d-Freihand-Bildgebung können unterschiedliche Techniken [39] genutzt werden.



**Abb. 3.7.** Bestimmung der Korrekturmatrix zwischen Bildebene und Sensorursprung

Die Genauigkeit der Korrekturmatrixbestimmung ist mit diesen Schichtbildern von der Genauigkeit der Bestimmung der Merkmale im Bild abhängig. Da für die Berechnung der Matrix viele Eingangsbilder notwendig sind, ist eine automatische Detektion der Merkmale wünschenswert und wird algorithmisch umgesetzt. Die homogene Korrekturmatrix kann daraufhin durch Minimierung eines Fehlermaßes über alle Schichten hinweg abgeschätzt werden.

Die Korrekturmatrix muss für jede Kombination von Ultraschallwandler und genutztem Positionssensortyp einmalig bestimmt werden, da in der Regel die Montage des Positionssensors am Gehäuse des Ultraschallwandlers nicht maschinell genau vorgenommen werden kann und somit jede Sensor-Ultraschallwandler-Kombination als unterschiedlich angenommen werden muss.

Die Systemgenauigkeit des Gesamtsystems ist stark von der Genauigkeit der Positionsbestimmung einzelner Schichten abhängig, da diese zur Rekonstruktion oder Navigation genutzt werden und somit die dreidimensionale Lokalisierungsgenauigkeit aller Messwerte definiert. Eine 3d-Kalibrierung sollte sehr genau durchgeführt werden, da schlecht bestimmte Korrekturen in der Navigation die Hauptfehlerquelle darstellen und somit fehlerhafte Kalibrierungen direkt gravierende Auswirkungen haben.

Nach der Bestimmung der Korrekturmatrix ist die globale Position jedes mittels Ultraschall erfassten Messpunktes bei gegebener Ultraschallwandlergeometrie bekannt und kann mit diesen Messdaten gespeichert und für die 3d-Positionierung und -Rekonstruktion genutzt werden.

### Simple Volumenrekonstruktion auf Basis der Mess- und Positionsdaten

Bei Nutzung der Positionserfassungstechniken eines vorherigen Kapitels ist es möglich, mit einem Positionssensor und einem herkömmlichen Ultraschallgerät nach obiger Kalibrierung eine simple Freihand-3d-Ultraschall-Volumenrekonstruktion durchzuführen (siehe Abbildung 3.8).

Eine solche Rekonstruktion erfolgt einzig auf Basis der erfassten Positionsdaten in Form einer homogenen Transformationsmatrix und Ultraschallmessdaten ohne Berücksichtigung weiterer ultraschallspezifischer Parameter und berechnet Volumenpositionen für vorhandene Messdaten der Ultraschallschicht durch Transfer der globalen Positionen der Messdaten der Schicht in das lokale Koordinatensystem des Volumens unter Berücksichtigung der vorher bestimmten fixen Korrektur.

Hierfür wird die Transformationsmatrix  $T_{Schicht \rightarrow Welt}$  jeder einzelnen Schicht mit Korrekturmatrix im globalen Sensor-Referenzkoordinatensystem und der Volumenreferenz  $T_{Referenz}$  zu einer lokalen Transformation innerhalb des Volumens  $T_{Volumen}$  abgebildet (siehe Abbildung 3.9).

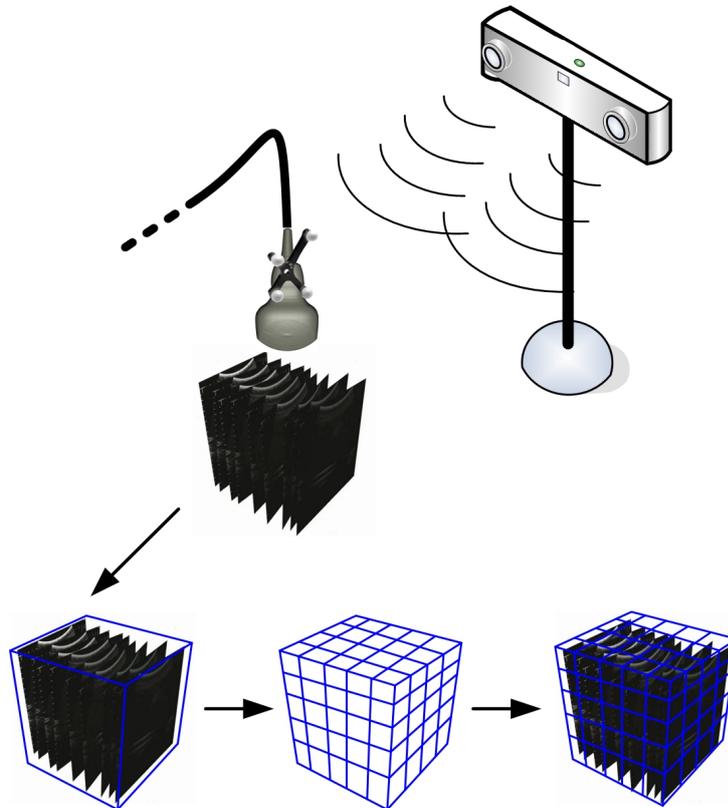


Abb. 3.8. Positions- und lagebasierte Volumenrekonstruktion von Freihand-3d-Messdaten

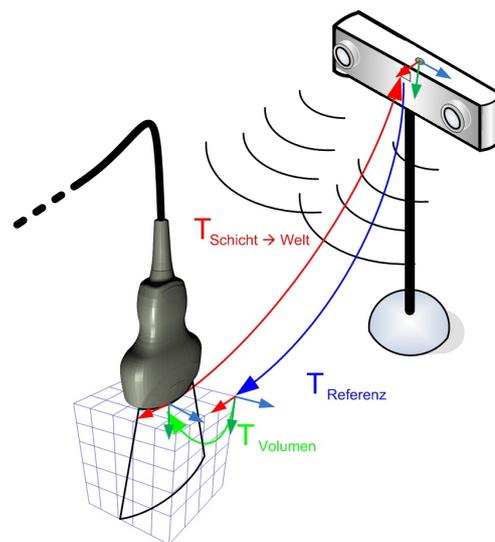


Abb. 3.9. Transformation einzelner Schichten in ein Rekonstruktionsvolumen

Die Berechnung einer simplen Volumenrekonstruktion lässt sich auf zwei unterschiedliche Arten durchführen. Durch Nutzung fester Volumengrenzen lässt sich eine Darstellung des dynamisch wachsenden Volumens in Echtzeit erzielen. Die Rekonstruktion des Volumens nach Aufnahme aller relevanten Schichten in einem weiteren Verarbeitungsschritt hingegen ermöglicht eine optimale Ausnutzung der Volumengröße und somit des Computerspeichers, bietet aber keine 3d-Darstellung während der kurzen Aufnahmezeiten.

Der Algorithmus der Volumenrekonstruktion mit echtzeitfähiger Darstellung des dynamisch wachsenden Volumens während der Aufnahme lässt sich in folgende Punkte (siehe Abbildung 3.10) unterteilen:

1. • Definition der Volumengrenzen und Volumenreferenz anhand der Aufnahmetiefe (axial), Wandlerbildbreite (lateral) und geschätzten Bewegungsstrecke des Ultraschallwandlers (elevational)
  - Erstellung eines Voxelgitters mit Quadern oder Würfeln als Grundformen der einzelnen Volumenelemente unter Berücksichtigung der hohen axialen Auflösung des Ultraschalls durch Quader mit halber Kantenlänge entlang der z-Achse (Tiefe) im Vergleich zur Kantenlänge in lateraler und elevationaler Richtung.
2. • Beginn der Aufnahme einer Ultraschallmessschicht (Linie) und Rekonstruktion (rot) der gemessenen Schicht in das vordefinierte Voxelgitter nach der Aufnahme
  - Berechnung der 3d-Position des Messwertes anhand der Transformationsmatrix der Schicht inklusive Korrektur und Position innerhalb der Schicht durch lokale Ultraschallwandlergeometrie und Messpunktposition (Linie, Messwert auf Linie)

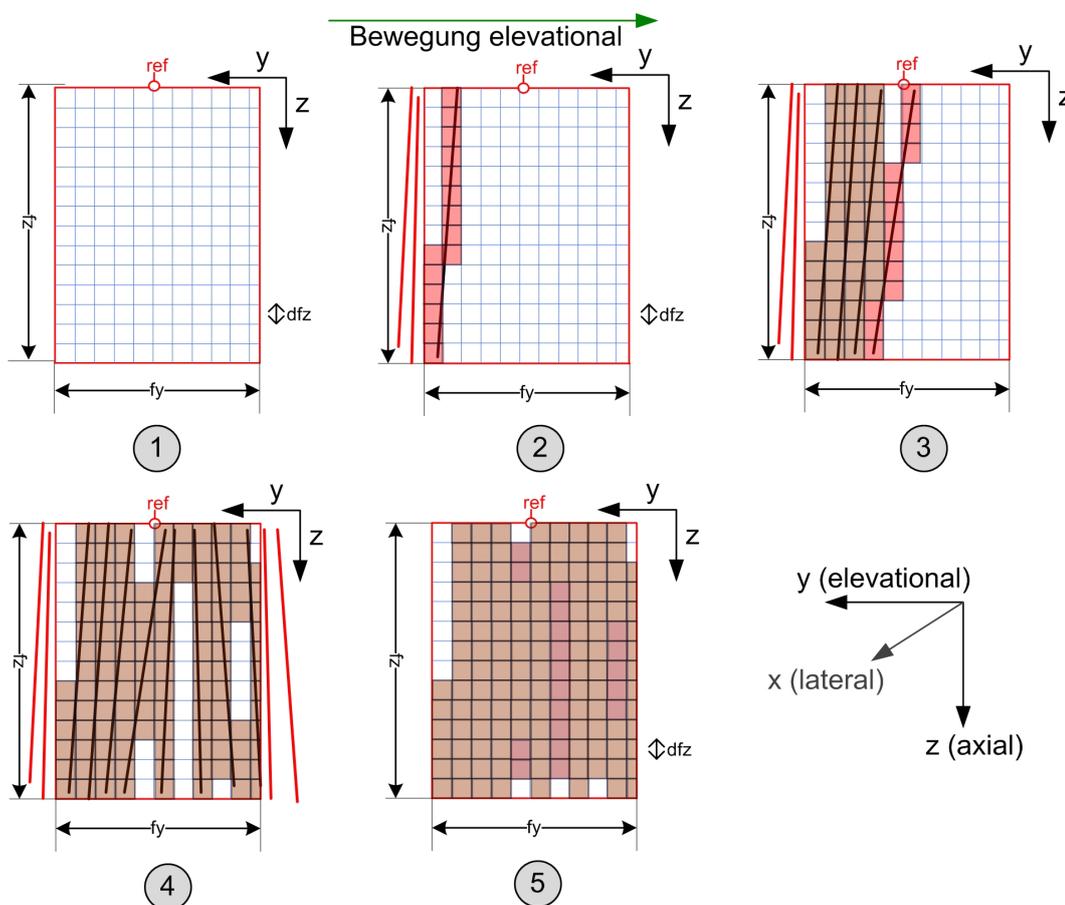


Abb. 3.10. Positions-basierte Volumenrekonstruktion live während der Aufnahme

- Transformation der globalen Position in das lokale Volumenkoordinatensystem
  - Speicherung im zur Position korrespondierenden Volumenelement (Mittelung mit vorherigen Messwerten möglich, wenn für aktuelles Volumenelement bereits Messdaten vorhanden sind)
  - Messdaten außerhalb der vordefinierten Volumengrenzen werden verworfen (rote Linien links neben Volumengitter).
3. Fortführung der Volumenrekonstruktion durch Überstreichen des Volumens, Schichtrekonstruktion und wiederholender Aktualisierung der Darstellung
  4. Beendigung der Schichtaufnahme und Rekonstruktion. Neben dem Volumen befindliche Messdaten werden wiederum verworfen (rote Schichten rechts neben dem Volumen)
  5. Interpolation von Fehlstellen anhand vorhandener Messwerte durch lineare Interpolation mit nichtleeren Nachbarschaftsdaten.

Diese Volumenrekonstruktion erlaubt eine interaktive dreidimensionale Darstellung der Zielregion mit zunehmender Messdatendichte über die Aufnahmezeit hinweg und somit eine 3d-Ansicht bereits während der Datenerfassung. Nachteilig ist hierbei jedoch die starre vordefinierte Volumengröße, die einen maximal zu erfassenden Bereich und eine Voxelauflösung vor der Aufnahme der Messdaten definiert. Eine interaktive Vergrößerung des Volumens während der Aufnahme bei zu klein gewählten Grenzen ist in der Regel algorithmisch in der Software schwer zu vollziehen. Eine zu großzügige Wahl der Volumenausmaße vor Beginn kann in weiten Volumenbereichen enden, die keine Messdaten beinhalten, und somit für Verarbeitung und Speicherung unnötig große Datenmengen darstellen.

Da eine Freihand-3d-Aufnahme eine konstante und bedachte Führung des Ultraschallwandlers durch den Anwender erfordert, ist eine interaktive Darstellung während der Aufnahme auch aufgrund der visuellen Ablenkung von einer einheitlich ausgeführten Messung nicht wünschenswert. Eine Volumenrekonstruktion direkt nach der Aufnahme vieler Einzelschichten kann als separater Verarbeitungsvorgang in folgende Punkte (siehe Abbildung 3.11) unterteilt werden:

1. Aufnahme aller Ultraschallmessschichten mittels „Sweep“ (Schwenk) über die Zielregion
2. Bestimmung der Volumengrenzen und Volumenreferenz anhand Positionsdaten aller Schichten:
  - Nutzung der Translation und Rotation der ersten Schicht als temporäre Referenz unter der Annahme, dass die erste Schichtaufnahme die Region des Interesses abbildet
  - Iteration über alle Schichten, Transformation der Schichttransformationsmatrix aus dem globalen Sensorkoordinatensystem in das temporäre Referenzsystem und Speicherung der maximalen Abweichung (Translation) der Schicht zur temporären Referenz
  - Berechnung der endgültigen Referenz des Volumens unter Beibehaltung der initialen Rotation, aber Anpassung der Translation über die vorhandenen Messdaten
3. Erstellung eines Voxelgitters mit Quadern oder Würfeln als Grundformen der einzelnen Volumenelemente. Berücksichtigung der hohen axialen Auflösung des Ultraschalls durch Quader mit halber Kantenlänge entlang der z-Achse (Tiefe) gegenüber lateral/elevational möglich.
4. Iteration über alle Messwerte der Ultraschalllinien
  - Berechnung der 3d-Position des Messwertes anhand der Transformationsmatrix der Schicht inklusive Korrektur und Position innerhalb der Schicht durch lokale Ultraschallwandlergeometrie und Messpunktposition innerhalb der Schicht (Linie, Messwert auf Linie)
  - Transformation der globalen Position in das lokale Volumenkoordinatensystem
  - Speicherung im zur Position korrespondierenden Volumenelement. Mittelung mit vorherigen Messwerten möglich, wenn für aktuelles Volumenelement bereits Messdaten vorhanden sind.

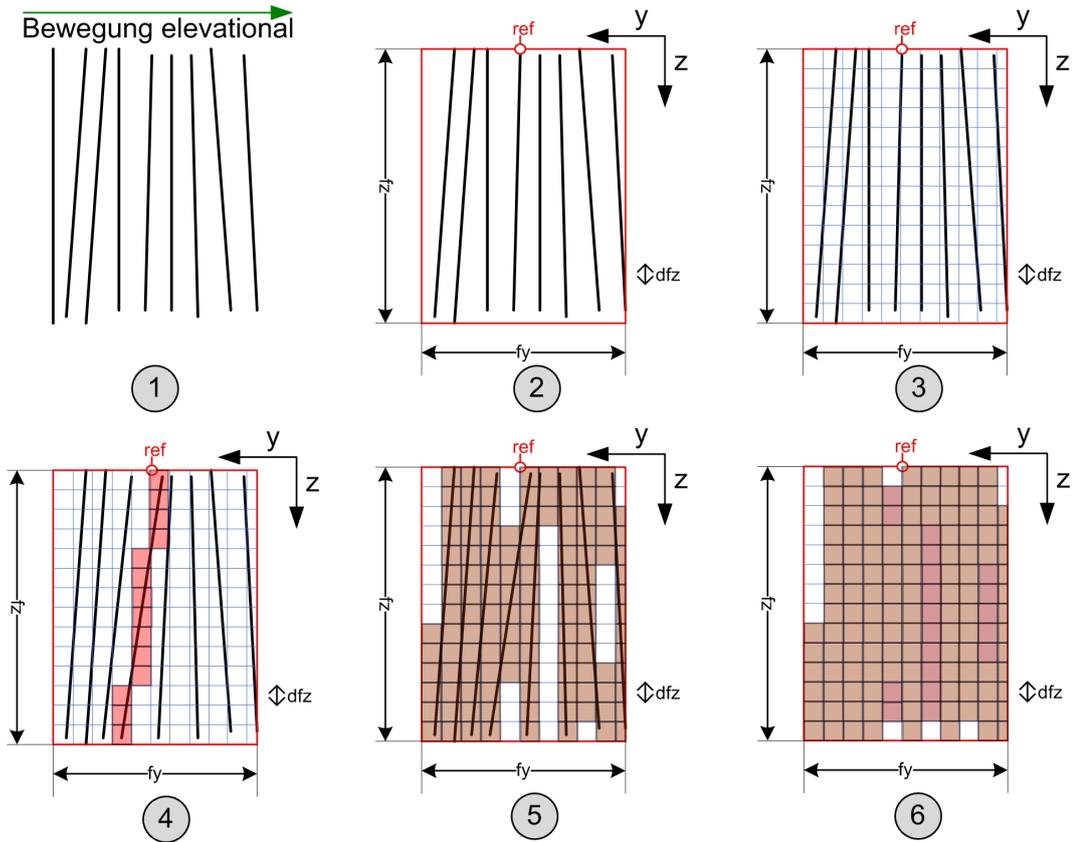


Abb. 3.11. Positionsbasierte Volumenrekonstruktion nach Aufnahme aller Schichtdaten

5. Interpolation von Fehlstellen anhand vorhandener Messwerte durch lineare Interpolation mit nichtleeren Nachbarschaftsdaten.

Eine solche simple Volumenrekonstruktion kann mit einem Algorithmus implementiert werden, dessen Laufzeit proportional zu der Anzahl der zu rekonstruierenden Messwerte ist. Bei Nutzung der Laufzeitkomplexität nach Bachmann ([2], [53]) ergibt sich für diese simple Rekonstruktion eine Laufzeit, die durch folgende Gleichung bestimmt ist:

$$O(\text{Anzahl der Messwerte}) = O(\text{Anzahl der Schichten} * \text{Anzahl der Linien} * \text{Anzahl der Punkte}). \quad (3.3)$$

In diesem Kapitel wurden wichtige Eigenschaften und Abläufe der Ultraschallbildgebung erklärt, die für ein Forschungssystem relevant sind. Die Kette der Signalverarbeitung von elementbasierten Einzelkanaldaten über Hochfrequenzdaten nach unterschiedlichen Verarbeitungsschritten bis hin zu Amplitudendaten und der resultierenden Bildrepräsentation wurde aufgezeigt und eine geometriebasierte Volumenrekonstruktion wurde eingeführt. Um die Limitationen existierender Forschungsplattformen zu überwinden werden basierend auf diesen Grundlagen in den folgenden Kapiteln nun die Anforderungen an eine ideale Ultraschallforschungsplattform erarbeitet, spezifische Abbildungseigenschaften des Ultraschalls untersucht und mit diesem Wissen eine konkrete Ultraschallforschungsplattform umgesetzt, die eine Volumenrekonstruktion mit verbesserter Detailauflösung ermöglicht.



## **Teil II**

---

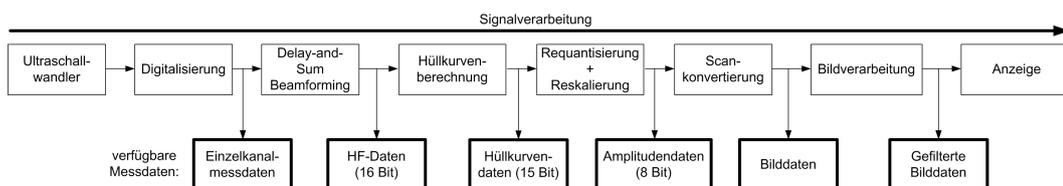
### **Theorie**



## Anforderungen an eine Plattform für die medizinische Ultraschallforschung

Bei der Umsetzung einer Forschungsplattform für die Ultraschallbildgebung gibt es diverse Anforderungen, die während der Konzeption berücksichtigt werden müssen. Diese wirken sich sowohl auf das Hardwaredesign als auch die Konzeptionierung und Umsetzung einer Softwarearchitektur aus. Das resultierende Gesamtsystem sollte durch adaptive Anpassungen flexibel genug sein die iterative Entwicklung neuer Verfahren, wie in Abbildung 1.1 (Kapitel 1.1) dargestellt, durch leichte Änderungen in Aufbau und Verarbeitung zu ermöglichen.

Auf der Hardwareseite ist ein Forschungssystem auf Basis einer digitalen Beamformerplattform notwendig, das skalierbar, erweiterbar und leicht an Rahmenbedingungen aktueller Forschung anpassbar sein muss. Im Einzelnen bedeutet dies, dass Parameter wie Kanalanzahl, Anzahl ansteuerbarer Elemente über Multiplexer und Abtastrate in der Digitalisierung auf die Bedürfnisse der Anwendung hin anpassbar sein müssen. Darüber hinaus kann die Nutzung von standardisierten Schnittstellen und Komponenten die Erweiterbarkeit mit neuen Positionsmesssystemen für 3d-Ultraschall, Laseransteuerungen für Spezialanwendungen wie Optoakustik oder Austausch von Standard-PC-Komponenten ermöglichen. Letztere können durch einen Wechsel an die spezielle Anwendung angepasst werden, indem beispielsweise leistungsfähigere oder sparsamere PC-Komponenten eingebaut oder für die Anwendung angepasste Komponenten (z. B. normengerechte, zertifizierte OP-Bildschirme) genutzt werden. Darüber hinaus können kommerziell erhältliche Standardkomponenten als Erweiterungen durch Beschleunigung komplexer Algorithmen auf Basis spezieller Grafikhardware eingesetzt werden, um höchst parallele und somit effektive Berechnungen zu ermöglichen. Durch einzelne nach außen geführte Signalleitungen kann die Synchronisation der Ultraschallhardware mit externer Messtechnik gesichert sein („Trigger“). Auf diese Weise kann sowohl externen Systemen wie beispielsweise einem Schalldruckverteilungsmessplatz oder einer externen Laserquelle der Optoakustik ein synchronisierter Betrieb signalisiert werden, als auch das Ultraschallgeräte auf externe Signale wie beispielsweise eines EKG-Gerätes synchronisiert werden.



**Abb. 4.1.** Verarbeitungsschritte eines Ultraschallsystems und gewünschte Datenextraktionsstellen bei einem Forschungssystem

Bezogen auf die Software muss das ideale Forschungssystem eine Architektur bieten, die den Zugriff auf Messdaten zu jedem Verarbeitungsschritt inklusive Erfassung von Einzelkanaldaten der einzelnen Ultraschallwandlerelemente („channel-data“), Hochfrequenzdaten in hoher Quantisierung (16 bit), Amplitudendaten in niedriger Quantisierung (8 bit), scankonvertierter Bilddaten und gefilterter Bilddaten bietet. Abbildung 4.1 stellt die wünschenswerten Messdatenabgriffe in Relation zum Ablauf der Signalverarbeitung dar.

Der Zugang zu Einzelkanaldaten liefert die Messdaten der einzelnen individuellen Ultraschallwandlerelemente nach der Digitalisierung und ist für die Entwicklung neuer Scanstrategien und Beamforming-Algorithmen notwendig. Die Hochfrequenzdaten nach der Delay-and-Sum-Beamforming-Berechnung liegen in der Regel als Ultraschallliniendaten mit 16 bit Auflösung pro Messwert vor und erlauben die Anwendung von Algorithmen für verschiedenste Signalanalysen wie beispielsweise Gewebecharakterisierungen. Weiterhin sollen die gleichen Daten nach Hüllkurvenberechnung, einer logarithmischen Kompression und Reskalierung als Amplitudenwerte mit 8 bit Auflösung zur Verarbeitung auslesbar sein. Dies ermöglicht noch eine linienweise Filterung der Messdaten vor der bildberechnenden Scankonvertierung mit reduzierter Datenmenge gegenüber den 16 bit Hochfrequenzdaten. Der nächste Schritt in der Signalverarbeitung stellt die Scankonvertierung dar, die dem Forscher ein Bild basierend auf den Messdaten mit physikalisch korrekter Geometrie bietet. Diese Bilddarstellung der Rohdaten sollte auslesbar sein, um die unverfälschten, aber auf Signalebene vorgefilterten Bilddaten zu erhalten. Im letzten Schritt erhält man zusätzlich eine vereinfachte, meist glattere Version der Abbildung nach Anwendung der Bildverarbeitungsalgorithmen vor einer Anzeige der finalen Abbildung. An all diesen Stellen in der Signalverarbeitung sollte einem Entwickler neuer Verfahren Zugriff auf die Messdaten und Einfluss auf deren Verarbeitung gewährt werden, um für jede Entwicklung die bestmöglich passenden Daten als Grundlage zu erhalten.

Neben dem Zugang zu den Messdaten zu jedem dieser Zeitpunkte ist eine Steuerung des Betriebsmodus samt aller ihn beschreibenden Parameter ebenfalls grundlegend, da die Entwicklung neuer Verfahren oft auf neuen Betriebsmodi mit speziell angepassten Sendepulssequenzen oder angepassten Sende- und Empfangsverzögerungen basiert. Somit ist eine freie Programmierung der Delay- und Apodisierungskurven für das Sende- und Empfangsbeamforming zusammen mit wähl- oder einstellbaren Pulssequenzen und -formen notwendig. Weiterhin sollte die Scanstrategie durch die Einstellung der aktiven Aperturelemente und deren Anwendung über die gesamte Zahl der Wandlerelemente wählbar sein, um die Messdatendichte und Informationsmenge pro Fläche oder die zeitliche Auflösung anhand kleinerer Messbereiche variieren zu können.

Eine Forschungsplattform muss Werkzeuge zur Weiterverarbeitung und Analyse der Messdaten bieten, so dass sowohl während einer Messung („online“) als auch in der Nachbearbeitung („offline“) die Messdaten in jeglicher vorliegenden Form für neue Algorithmen und Verfahren genutzt werden können. Hierbei können fertige, aber durch Schnittstellen erweiterbare Werkzeuge sehr hilfreich sein, wenn sie bereits die Grundlagen der Filterung und Darstellung beherrschen. Hierzu gehören Funktionalitäten wie die Anzeige der Systemparameter einer Messung, Anzeige einzelner Messdatenlinien einer Hochfrequenz- oder Amplitudenmessung, spektrale Analyse dieser Daten in wählbaren Ausschnitten, Funktionen zur Bilderzeugung auf Basis dieser Messdaten und bildgebungstypische Filterungen zur vereinfachten Analyse von Standardparametern der Bildgebung. Neben dem Import der unterschiedlichen oben beschriebenen Signalrepräsentationen ist der Export der Messdaten in gängige und gerätetypische Formate notwendig. Hierunter zählen neben den proprietären und bestenfalls offenen Formaten zur Rohsignalspeicherung auch einfache Bildformate wie JPG und BMP, sowie komplexere Bildformate wie TIFF oder der Standard für bildgebende Medizinprodukte DICOM [44] mit ihren zusätzlichen Feldern für

Messsystemeinstellungen und Informationen zur Datenrepräsentation. Ebenso sollten Bildserien als Video (z.B. AVI, MPEG) oder Bildserie in DICOM exportierbar sein. Für die große Zahl an komplexen Mathematikprogrammen wie Matlab, Maple, Mathematica und ähnlichem sollte darüber hinaus noch ein textbasierter Export verfügbar sein, um bereits vorhandene Analysen auf Basis dieser Programme nutzen zu können. Der Export von mehreren Einzelschichtdaten, die zusätzlich über Positions- und Orientierungsdaten verfügen, als 3d-Volumendatensatz erfordert zuvor die Rekonstruktion in Software und Speicherung in einem kompatiblen Volumendatenformat.

Die Verarbeitung ist neben dem Zugriff auf die Messdaten zu jedem Verarbeitungsschritt ein zentrales Anliegen der Ultraschallforschungsgruppen, um neue Algorithmen und Verfahren an einer Stelle der Signalkette zu integrieren. Dies bietet die größte Flexibilität in der Signalverarbeitung, lässt jedoch in den bisher verfügbaren Systemen keine Steuerung der Bildgebungsparameter auf Basis der Mess- und Analyseergebnisse zu. Eine solche Steuerung bezeichnet man als „closed-loop“ und ermöglicht eine automatisierte Anpassung der Parameter und Gerätesteuerung innerhalb der Systemspezifikationen, was die maschinelle Optimierung der Bildgebung und Algorithmen erlaubt. Ein solcher Zugang zur Gerätesteuerung auf Basis eines einfach zu nutzenden Softwareinterfaces ermöglicht die Nutzung der Forschungsplattform in einem Betriebsmodus, der durch den Anwender frei programmiert werden kann.

Ein ideales Forschungssystem verfügt darüber hinaus über ein Softwareframework, das eine Programmierung von eigener Software mit Modulen für Standard-Aufgaben wie beispielsweise Laden/Speichern der Rohdaten oder Scankonvertierung unterstützt. Auf diese Weise können individuelle Softwarelösungen auf Basis vorgefertigter und getesteter Komponenten nach eigenen Wünschen erstellt werden, deren Integration in ein Produktivsystem durch ein gemeinsam genutztes Softwareframework ohne große Anpassungen und Aufwand möglich ist.

Nach der Entwicklung eines neuen Verfahrens oder der Implementierung eines neuen Algorithmus sollte es möglich sein, aus dem Forschungssystem und dessen individuellen Anpassungen ein kommerzielles Produkt zu fertigen. Die Kommerzialisierung erfolgt oft auf Basis einer CE-Kennzeichnung als Medizinprodukt mit Hilfe einer benannten Stelle und umfasst dadurch einen großen Aufwand an Dokumentation und Tests.



## Auflösung eines Ultraschallsystems

Die freie Programmierbarkeit einer Ultraschallforschungsplattform erlaubt die detaillierte Untersuchung seiner Abbildungseigenschaften. Hierbei ist vor allem die Variation der Anregungspulse und -verzögerungen von Interesse, deren Auswirkungen durch Synchronisationssignale auch mit externen Messgeräten charakterisiert werden können. Auf diese Weise kann auch die Auflösung eines bildgebenden Ultraschallsystems besser untersucht und bekannte technologiebedingte Defizite quantifiziert werden. Die Kompensation schlechter Abbildungseigenschaften kann daraufhin in neuen Ansätze untersucht werden.

Die Auflösung eines Systems beschreibt sowohl den zeitlichen Abstand zwischen zwei Messungen an gleicher oder ähnlicher Position und somit die Wiederholrate einzelner Messung, als auch das örtliche Auflösungsvermögen, das die Fähigkeit der Zerlegung eines Bildes in getrennt wahrnehmbare Elemente beschreibt. Umgangssprachlich steht der Begriff Auflösung für Abbildungsgenauigkeit oder Detailtreue, und Auflösungs-minderungen zeichnen sich somit durch Unschärfe und fehlenden Detailgrad aus.

Die Zeitauflösung eines Systems bestimmt dessen Echtzeitfähigkeit, und es lässt sich nach Betrachtung der Grundlagen feststellen, dass Freihand-3d-Ultraschall aufgrund der manuellen Positionierung und Führung des Ultraschallwandlers während der Aufnahme keine echtzeitfähige 3d-Bildgebung ermöglicht. Somit interessiert hier die örtliche Auflösung einer Volumenrekonstruktion.

Die in Kapitel 3.3.4 beschriebene dreidimensionale Volumenrekonstruktion auf Basis von Freihand-3d-Ultraschallschichten nutzt Messdaten von Ultraschallwandlern der zweidimensionalen Ultraschallbildung, die eingeschränkte Möglichkeiten in der Schallwellensteuerung gegenüber Matrixultraschallwandlern bieten. Aus diesem Grund muss die Schalldruckverteilung und Punktantwort (und somit die Ortsauflösung) dieser genutzten Ultraschallwandler für die Nutzung in der 3d-Bildgebung betrachtet werden.

### 5.1 Ortsauflösung der Ultraschallbildung

Die Ortsauflösung eines Ultraschallsystems ist von mehreren Faktoren abhängig. Einerseits beeinflusst die Qualität des Messsystems und die Geometrie der Ultraschallwandler das Auflösungsvermögen, zusätzlich definiert die Pulsart und Frequenz der genutzten Ultraschallwellen die Schalldruckverteilung und somit auch das Auflösungsvermögen, wobei höhere Frequenzen des Ultraschalls natürlich auch eine bessere axiale Auflösung durch geringere Wellenlänge bieten. Wie im vorherigen Kapitel zu erkennen war, reichen die Messmethoden von mechanischen Verfahrenstrategien

einzelner hochfrequenter und hochfokussierter Ultraschallwandler mit festem Fokus (z.B: Mikroskopie oder hochfrequente Ultraschallbildgebung >40 MHz) bis hin zu elektronischer Fokussierung durch Beamforming ohne Notwendigkeit einer mechanischen Verfahrnung. Die diesen Systemen zugrunde liegenden Schalldruckverteilungen lassen Rückschlüsse auf die lateralen und elevationalen Auflösungsöglichkeiten des Gesamtsystems zu.

Die mathematische Definition und Approximation des Begriffs „Auflösung“ ist unterschiedlich für die verschiedenen Dimensionen in der Ultraschallbildgebung.

In der eindimensionalen Bildgebung ist dies die axiale Auflösung  $\Delta z$  in Richtung der Schallausbreitung. Sie ist wie oben angedeutet durch die Länge des genutzten Anregungspulses und somit auch durch die Anregungsfrequenzen  $f_c$  bestimmt, und ist der Mindestabstand längs der Bündelachse von zwei gleich streuenden Volumina oder Targets in einer festen Tiefe, für die zwei unterschiedliche Echosignale dargestellt werden können. Abgeschätzt kann dieses Auflösungsvermögen durch die Gleichung

$$\Delta z = \frac{c}{2 * f_c * BW}, \quad (5.1)$$

wobei  $c$  die Schallgeschwindigkeit des Mediums und  $BW$  die prozentuale Bandbreite des Ultraschallwandlers sind. Man erkennt hierbei direkt, dass eine hochfrequenterer Anregung  $f_c$  in hochauflöserer Bildgebung resultiert (kleineres  $\Delta z$ ).

In der mehrdimensionalen Ultraschallbildgebung gibt es unterschiedliche Definitionen des Auflösungsvermögens. Einerseits wird die Auflösung als minimaler Abstand zwischen zwei noch unterscheidbaren Objekten definiert. Im Detail wird die laterale Auflösung in der zweidimensionalen Bildgebung als kleinster Abstand zweier Linientargets bei einer festgelegten Tiefe definiert, für die zwei unterschiedliche Echosignale dargestellt werden können. Hierbei sollen die Linientargets senkrecht zur abgetasteten Ebene und der Abstand der Targets senkrecht zur Bündelausrichtungsachse verlaufen.

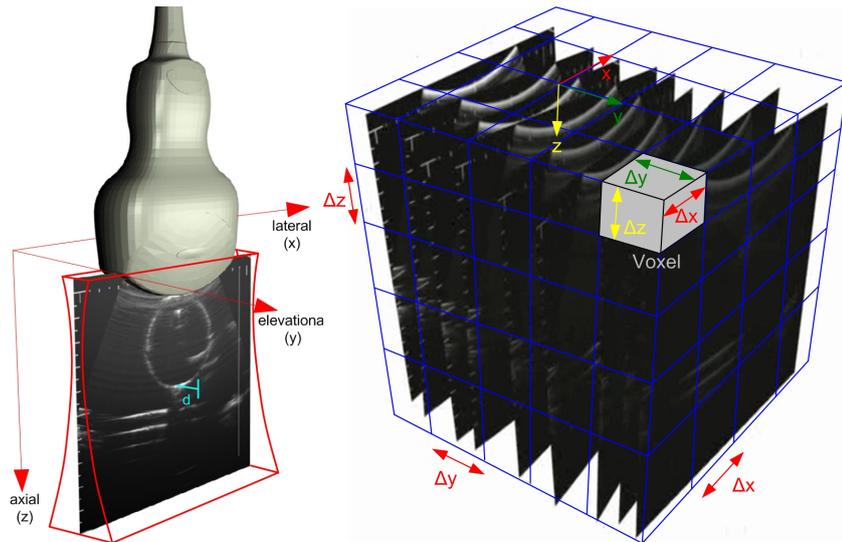
Weiterhin ist es möglich, die Auflösung als Kehrwert der Bildgröße eines Punktrefektors zu definieren. Zur Bestimmung dieser Bildgröße betrachtet man die geometrischen Maße FWHM („full width half maximum“) und FWQM („full width quarter maximum“) in der ortsauflösten Amplitude bei Messung eines Phantoms mit einzelnen Punktrefektoren in der Größenordnung der Wellenlänge der Schallanregung.

Eine Abschätzung der lateralen Auflösung in der Entfernung  $d$  vom Wandler mit der Aperturbreite  $w$  unter dem Winkel  $\Theta$  lautet

$$\Delta x = \frac{c * 2d}{f_c * w * \cos(\Theta)}. \quad (5.2)$$

In der dreidimensionalen Ultraschallbildgebung unterscheidet man in der Betrachtung der Ortsauflösung die Schichtdickenauflösung und die Ausdehnung der kleinsten Volumenelemente in dreidimensionalen Ultraschall Datensätzen.

Die Schichtdickenauflösung ist bei einer Schichtaufnahme der kleinste Abstand zweier noch zu unterscheidender und in gleichem Maß streuender Punktrefektoren senkrecht zur Ultraschall-Abtastebene in Abhängigkeit von der Messtiefe. Abbildung 5.1 (links) skizziert die Schichtdickenauflösung  $d$  in Abhängigkeit zur Tiefe.



**Abb. 5.1.** Schichtdickenauflösung (links), Voxelauflösung eines Volumendatensatzes (rechts)

Die Nutzung von sogenannten 1.5d-Ultraschallwandlern zur zweidimensionalen Schichtbildgebung bietet durch zusätzliche elevational angeordnete Arrayelemente eine bessere Schichtdickenauflösung aufgrund zusätzlicher elevationaler Fokussierung. Eine schlechte Schichtdickenauflösung bewirkt weiterhin, dass Strukturen nahe, aber außerhalb der als ideal dünn dargestellten Ultraschallschicht ebenfalls erfasst werden und somit in der Abbildung dargestellt werden, obwohl sie in einer Entfernung bis zu der Schichtdickenauflösung von dieser Schicht entfernt sein können. Auf diese Weise entstehen bei schlechter Schichtdickenauflösung Artefakte in Form von Geisterstrukturen im Bild.

Neben dieser Schichtdickenauflösung bestimmt die Volumenelementgröße (Voxelausdehnung) die Volumenauflösung einer dreidimensionalen Rekonstruktion und die 3d-Ortsauflösung wird durch die 3d-Voxelmatrix definiert. In diese Matrix werden die Daten aller Schichten der Ultraschall-Abtastebenen eingefügt, die das Zielvolumen enthalten, so dass in einer nachfolgenden Volumenverarbeitung und -visualisierung das Voxel die kleinste Verarbeitungseinheit in der dreidimensionalen Volumenbildgebung darstellt. Abbildung 5.1 (rechts) zeigt die Voxelauflösung, die basierend auf den ultraschallspezifischen Eigenschaften in den drei Dimensionen unterschiedlich gewählt werden kann. Die Voxelausdehnung wird typischerweise aufgrund der hohen axialen Auflösung in Schallausbreitungsrichtung sehr gering in Größenordnungen von  $\Delta z$  gewählt, lateral ist eine bessere Auflösung als  $\Delta x$  nicht sinnvoll, und elevational definiert die Schichtdickenauflösung, Anzahl und Abstand der aufgenommenen Schichten die Voxelgröße.

Eine gute Voxelauflösung kann eine schlechte Schichtdickenauflösung nicht ohne weitere Kenntnisse der Schichtdickeneigenschaften kompensieren, so dass eine schlechte Schichtdickenauflösung nicht durch eine extra kleine Volumenelementgröße ausgeglichen werden kann. Andererseits kann natürlich ein zu grobes Voxelgitteraster eine gute Schichtdickenauflösung mit schmaler Schichtdicke mit nicht ausreichend hoher Genauigkeit speichern und somit die Gesamtauflösung verschlechtern. Somit muss eine Voxelauflösung immer passend zu elevationaler Schichtdicke und lateraler Auflösung innerhalb der Schicht gewählt werden, um nicht an Abbildungsqualität zu verlieren oder vorhandene Informationen mit unnötig hoher Informationsdichte zu speichern und zu verarbeiten.

Das dreidimensionale Auflösungsvermögen ist zusammenfassend durch die Voxelauflösung und somit direkt von der Schichtdicke abhängig, die durch die Schalldruckverteilung des Ultraschallwandlers bestimmt ist.

## 5.2 Ultraschalldruckverteilung

Die Ausbreitung der erzeugten, mechanischen Welle unterhalb des Ultraschallwandlers kann in Form der ortsabhängigen Schalldruckverteilung (umgangssprachlich auch „Schallfeld“ genannt) charakterisiert werden. Hierfür wird an jedem Punkt im Raum der maximale Schalldruck simuliert und gemessen. Typischerweise lassen sich Schalldruckverteilung in Bereiche unterschiedlicher Charakteristik unterteilen, so dass man das Nahfeld vom Fernfeld und dem dazwischen liegendem Fokusbereich differenzieren kann. Das Nahfeld zeichnet sich durch stark variierende Schalldrücke aus und eignet sich dadurch nur bedingt zur Vermessung von Strukturen. Im Fokusbereich ist der Schalldruck maximal und annähernd konstant, und die Schallwellenfront weist die geringste örtliche Ausdehnung auf, so dass Echos aus diesem Bereich sehr gut und detailliert erfasst werden können. Das Fernfeld besitzt eine charakteristische Aufweitung der Schallwellenfront mit exponentiell abnehmender Amplitude und eignet sich ebenfalls für Messungen, wobei die zu erwartenden Amplituden von reflektierenden Strukturen mit zunehmender Tiefe entsprechend stark abnehmen. Diese schematische Beschreibung der Schalldruckverteilung ist eine vereinfachte Annahme der Realität, wird aber für Ultraschallwandler der zweidimensionalen Schichtbildgebung häufig genutzt, um die Fokussierungseigenschaften in der abzubildenden Ebene darzustellen (siehe Abbildung 5.2).

Die Schallwellenausbreitung erfolgt im Medium jedoch ebenfalls außerhalb dieses Schnittes, auch wenn mit Hilfe von gezielter mechanischer und elektronischer Fokussierung ein Großteil der Energie in einen Volumenschnitt gelenkt werden kann. Für die dreidimensionale Freihand-3d-Rekonstruktion sind jedoch die Fokussierungseigenschaften des Ultraschallwandlers elevational, also senkrecht zur Abbildungsebene, sehr wichtig, da dies durch die Schichtdickenauflösung die elevationale Auflösung  $\Delta y$  eines Volumendatensatzes vorbestimmt. Die genaue Charakterisierung der Schalldruckverteilung durch Simulation und Messung muss experimentell durchgeführt werden, jedoch ist die schlechte elevationale Auflösung durch starke elevationale Ausdehnung in der Schalldruckverteilung im Fokus eine bekannte Eigenschaft, die auch hier für verbesserte Rekonstruktionen angenommen werden kann.

Die Simulation der Schalldruckverteilung unterhalb des Ultraschallwandlers kann durch eigens hierfür entwickelte und angepasste Software (z.B. IBMT „Scalp“, URI/Field Interface Tools [56]) analytisch berechnet werden. Neben der Simulation der Schalldruckverteilung kann die Umsetzung der Schallerzeugung durch die Ultraschallforschungsplattform vermessen werden. Hierfür muss ein Messplatz die Schalldruckverteilung mit einer Positioniereinheit (X-Y-Z-Scanner) genutzt werden, der die Steuerung einer Positionierungseinheit durchführt und Synchronisationssignale („Trigger“) der Forschungsplattform zur Erfassung von Messdaten mit einem Hydrophons und Digitalisierungshardware nutzt.

Um die Auswirkungen der Schalldruckverteilung auf die Bildgebung zu vermessen und als Grundlage für eine komplexere Volumenrekonstruktion zu nutzen, muss die Punktantwort des Systems betrachtet werden.

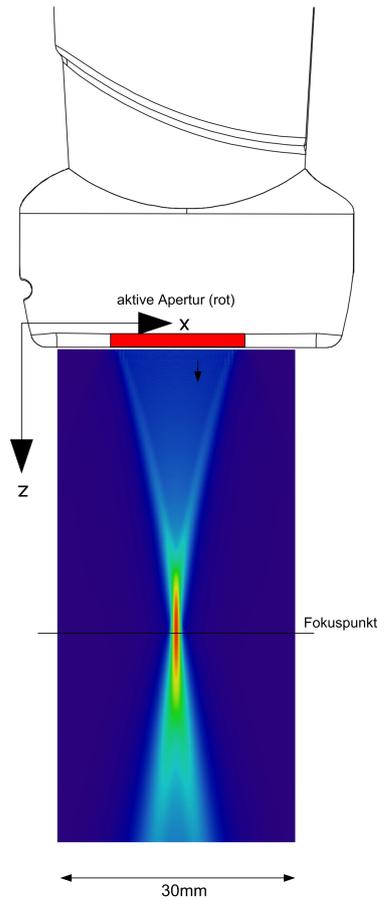


Abb. 5.2. Schalldruckverteilung eines Ultraschallarraywandlers mit elektronischer Fokussierung

### 5.3 Punktantwort des Systems als Maß für die Auflösung

Die Punktantwort eines Messsystems ist die dreidimensionale und charakteristische Abbildung eines Punkttargets mit hohem Kontrast durch das Messsystem. Eine ideale Bildgebung sollte einen punktförmigen Streuer auch punktförmig abbilden, jedoch erhält man in der Realität eine Verfremdung der Messobjekte durch eine systemspezifische Verschlechterung der Abbildungsgenauigkeit, der Punktantwort. Die Punktantwort wird auch Punktverwaschfunktion [18] und in der englischen Übersetzung „Point Spread Function“ (PSF) genannt. Die PSF ist abhängig von Bildgebungseinstellungen wie beispielsweise Fokussierung, Anregungspulsfrequenz und Ultraschallwandlergeometrie. Zusätzlich ist sie in der Ultraschallbildgebung ortsabhängig, da sie mit der Tiefe entlang jeder Messlinie bei linienbasierter fokussierter Aufnahme variiert. Dies unterscheidet sie stark von der optischen Mikroskopie, bei der die PSF eine systemweite Konstante ist und somit in der Bildgebung durch Korrelation gut kompensiert werden kann.

Um die Rolle der Punktverwaschfunktion in der Bildgebung zu verstehen, betrachten wir den Schalldruck  $P$  unterhalb des Schallwandlers an Position  $pos_{transducer}$  zum Zeitpunkt  $t$  durch Faltung  $*_t$  im Zeitbereich und  $*_s$  im Ortsbereich der realen Strukturen  $f$  an der Position  $pos_{reflect}$  in der Schalldruckverteilung mit der Punktantwort des Systems  $h$  und dem Anregungspuls  $ex$  bei zusätzlichem Systemrauschen  $n$  [33]:

$$P(p_{transducer}, t) = ex(t) *_t f(p_{reflect}) *_s h(pos_{transducer}, pos_{reflect}, t) + n(t) \quad (5.3)$$

Man erkennt hier die Positionsvarianz der Punktantwort  $h$ , die keine einfache Kompensation aufgrund ihrer nicht konstanten Natur erlaubt. Die Bestimmung der Punktverwaschfunktion kann durch Vermessung des Ergebnisses der Bildgebung einzelner Reflektoren erfolgen, deren Größe  $d$  im Bereich der Größenordnung der genutzten Anregungspulsfrequenz liegt ( $\lambda < d < 4 * \lambda$ , [19]). Es muss ein Punktreflektor gewählt werden, dessen reflektierende Oberfläche so klein ist, so dass ein noch kleinerer Reflektor nur anhand einer Amplitudenänderung erkannt werden kann. Die gemessenen Punktreflektionen sind jeweils systemkonfigurationsabhängig durch Parameter wie den mechanischen Geometrieigenschaften (z. B. fertigungsvordefinierte elevationale Fokussierungstiefe eindimensionaler Array-Ultraschallwandler), den Beamformingparametern (z. B. genutzte Delaykurven und somit Fokussierungstiefe, Apodisierung), der genutzten Anregungsfrequenz und der Position bezüglich der inhomogenen Ultraschalldruckverteilung.

Die experimentelle Vermessung vieler solcher Punktantworten ist für alle Einstellungen gewählter Ultraschallbildgebungsparameter bei unterschiedlichen Tiefen durchzuführen und erlaubt die Bestimmung von Referenzpunktantworten, die für eine komplexere Rekonstruktion genutzt werden können. Hierfür muss die Signaldegenerierung in der Volumenrekonstruktion von Freihand-3d-Ultraschalldaten berücksichtigt werden. Im Folgenden wird die Integration einer Kompensation der PSF-Auswirkungen durch Dekonvolution zu der bereits beschriebenen geometriebasierten Volumenrekonstruktion (siehe Kapitel 3.3.4) eingeführt.

## Komplexe Ultraschallvolumenrekonstruktion

Die bereits vorgestellte simple Volumenrekonstruktion berücksichtigt in der Berechnung eines 3d-Datensatzes einzig die Position und Lage der gemessenen Ultraschallschichten. Hierbei wird die Ausdehnung dieser Messschichten als unendlich dünn angenommen und eine Interpolation von Fehlstellen durch lineare (hier: trilineare) Interpolation berechnet. Im vorherigen Kapitel wurde jedoch auf die schlechte elevationale Auflösung von Ultraschallwandlern der zweidimensionalen Bildgebung bei Freihand-3d-Messungen und somit schlechte Schichtdickenauflösung (elevationale Ausdehnung von Strukturen in der Abbildung) hingewiesen. Diese Signaldegeneration wurde bereits früher in der ein- und zweidimensionalen Ultraschallbildgebung analysiert und Ansätze zur Verbesserung der Auflösung durch Dekonvolution wurden eingeführt, die jedoch nicht unverändert auf die dreidimensionale Freihand-Ultraschallbildgebung übertragen werden können. Dies resultiert im Falle der simplen Volumenrekonstruktion in stark ausgedehnten Strukturen besonders in elevationaler Richtung. Die Eigenschaften der „Point-Spread-Function“ können jedoch charakterisiert werden, um eine komplexere Volumenrekonstruktion zu entwickeln, welche die Signaldegenerierung durch Entfaltung der PSF mindert. Hierfür wird die generelle Volumenfunktion der simplen Rekonstruktion aus Kapitel 2.2.2 erweitert, ihren Einfluss auf die Interpolation von Fehlstellen erläutert und die Berechnungskomplexität der algorithmischen Umsetzung untersucht.

### 6.1 Verbesserung der Auflösung durch Dekonvolution

Die Ultraschallbildgebung zeichnet sich durch eine Abbildungsunschärfe aus, die bedingt durch die Erzeugung und Ausbreitung der mechanischen Welle inhärent in jedem Ultraschallmesssystem existiert. Sie lässt sich mathematisch durch eine Konvolution (Faltung) beschreiben, wobei real zu messende Strukturen mit einer systemspezifischen Abbildungsfunktion gefaltet werden. Bei bekannter Abbildungsfunktion lässt sich ein zu erwartendes Ultraschallbild durch Berechnung dieser Faltung simulieren.

Die Dekonvolution ist die Umkehrung der Konvolution und wird analog zur Faltung auch Entfaltung genannt. Sie ist aber im Gegensatz zur Konvolution ein in der Mathematik genanntes „schlecht gestelltes Problem“, da sie eine inverse Transformation zur Faltung darstellt. Aufgrund der Tatsache, dass der Faltungskern der Konvolution in der Ultraschallbildgebung nicht eindeutig bestimmbar ist und somit nur geschätzt werden kann, gehen durch die Faltung Informationen über die realen abgebildeten Strukturen verloren, und eine Dekonvolution kann nur eine Schätzung als Ergebnis produzieren.

In der Ultraschallbildgebung sind verschiedene Ansätze für eine Dekonvolution der system-spezifischen Abbildungsfunktion denkbar, die je nach Komplexität der Bildgebung (1d-, 2d- und

3d-Bildgebung) separiert werden können. Hierbei muss beachtet werden, dass im Gegensatz zur optischen Mikroskopie die PSF in der Ultraschallbildgebung nicht ortsinvariant ist, sondern sich über die Tiefe verändert (siehe Kapitel 5.3). Aus diesem Grund können die Modelle der Dekonvolution aus der optischen Mikroskopie nicht ohne Modifikation auf die Ultraschallbildgebung übertragen werden.

### 6.1.1 Entfaltung des Anregungspulses in einer Dimension

In der eindimensionalen Ultraschallbildgebung kann durch Dekonvolution des Anregungspulses die axiale und somit zeitliche Auflösung der Messung verbessert werden.

Bei schmalbandiger Anregung des Ultraschallwandlers ist es möglich, diesen Anregungspuls per Korrelation zu detektieren und somit die Ortsauflösung zu verbessern [25]. Bei Nutzung der für die medizinische Ultraschallbildgebung üblichen breitbandigen Pulse ist eine solche Korrelation nicht optimal, da die Umsetzung des Anregungssignals durch den Ultraschallwandler das Signal verändert. Hierfür muss die Umsetzung der mechanischen Welle durch den Ultraschallwandler vermessen und andere mathematische Ansätze zur Dekonvolution genutzt werden [27].

Der heutige Trend der hochfrequenten Ultraschallbildgebung (ab 3,5 MHz, vielfach zw. 7 und 20 MHz) bietet eine axiale Auflösung im Bereich zw. 0,5 mm und 0,1 mm bereits ohne Dekonvolution des Anregungspulses, wobei die räumliche Auflösung lateral und elevational um ein Vielfaches schlechter ist.

### 6.1.2 Laterale Entfaltung in zwei Dimensionen

Die zweidimensionale Ultraschallbildgebung basierte in den Anfängen auf dem mechanischen Verfahren von Einzelelementwandlern und konnte somit die bereits für die 1d-Bildgebung entwickelten Technologien zur Verbesserung der Ortsauflösung nutzen [31]. Auch die Einführung der Arraytechnologie brachte anfangs weiterhin eine linienbasierte Dekonvolution [59], oft basierend auf der Wiener-Filterung unter Annahme fester Faltungskerne [57], die daraufhin durch die „blinde Dekonvolution“ verbessert wurde, die den Kern der Faltung ohne vorherige Annahmen und Kenntnisse aus den Informationen der Bilder zu schätzen bzw. optimal anzupassen versucht. Bei diesen Verfahren wird durch Verbesserung der axialen Auflösung meist auch die laterale Auflösung über benachbarte Linien hinweg verbessert, ohne dass dies in die mathematische Modellierung der Filter mit aufgenommen wurde. Erst spätere Ansätze rechneten dediziert in beiden Dimensionen zur Verbesserung der 2d-Auflösung [68].

### 6.1.3 Entfaltung zur Verbesserung der schlechten elevationalen Auflösung in drei Dimensionen

Bisher wurden nur wenige Ansätze zur Dekonvolution von dreidimensionalen Ultraschalldaten veröffentlicht [58], und diese basieren auf Nutzung der „blinden Dekonvolution“ zur Detektion des Sendepulses in Messdaten. Diese Ansätze nutzen kein zusätzliches Wissen über die Aufnahmegeometrien und berechnen die Dekonvolution auf bereits rekonstruierten Volumendatensätzen.

In der Freihand-3d-Bildgebung und Volumenrekonstruktion gemessener 2d-Schichten ist es natürlich auch möglich, Dekonvolutionsberechnungen auf den Ausgangsschichtdaten in 2d durchzuführen und das Ergebnis anhand der Schichtpositionsdaten in der 3d-Rekonstruktion weiterzuverarbeiten. Somit

wird aber gerade die schlechte elevationale Fokussierung und somit schlechte Schichtdickenauflösung in dem Volumendatensatz nicht verbessert. Ein neuer Rekonstruktionsalgorithmus kann bereits in der Erstellung des Volumendatensatzes die ultraschallsystemspezifischen Eigenschaften in Form von Referenzmessungen bei gerätespezifischen Einstellungen berücksichtigen. Ein solcher Ansatz ist somit keine mathematische Vorschrift, die auf einen vorliegenden Volumendatensatz angewendet wird, sondern stellt einen komplexen Rekonstruktionsalgorithmus mit Vorwissen über die Entstehung der Messdaten dar.

## 6.2 Algorithmik der komplexen Volumenrekonstruktion

Im Folgenden wird die Rekonstruktion von Freihand-3d-Schichtdaten um die Kenntnis der Auswirkung des Beamformings erweitert, um eine Dekonvolution der PSF-Ausdehnung und eine verbesserte Interpolation von Volumenfehlstellen zu erhalten.

### 6.2.1 Erweiterung der Volumenfunktion

Neben der Berücksichtigung der globalen Position und Lage der Messschichten und der lokalen Geometrieigenschaften des Ultraschallwandlers aus der simplen Rekonstruktion fließen in der komplexen Volumenfunktion unter Berücksichtigung der „Point-Spread-Funktion“ viele zusätzliche Faktoren der Bildgebung in die Berechnung ein, da die PSF von vielen Parametern des Betriebsmodus abhängt. Eine Änderung der PSF erfolgt aufgrund der Änderung der Schalldruckverteilung durch Variation von Parametern wie Fokussierung (Änderung von Delay-Kurven im Sende- sowie statischen bzw. dynamischen Empfangsfall, Multifokusbetrieb), Apodisierung, Anregungspulsfrequenz und -länge oder der Scanstrategie (Berechnung von Zwischenlinien, Compound-Bildgebung aus mehreren Richtungen). Für eine komplexere Rekonstruktion zur Verbesserung der Ortsauflösung im Volumen müssen diese systemspezifischen Eigenschaften als weitere Parameter über die PSF in die Volumenfunktion aufgenommen werden:

$$\begin{aligned}
 Image(x, y, z) &= R(\{Messlinie\}, \{PSF\}) \\
 &= R(\{data, T, foc, ex\}, geom, \{PSF\}) \\
 &= R(\{data, T, foc, ex\}, geom, \\
 &\quad \{PSFdata, PSFdepth, foc, scanmode, TGC\}), \\
 &= R(\{(data_1, foc_1, ex_1), \dots, (data_{N*M}, foc_N, ex_M)\}, T, \\
 &\quad geom, \{PSFdata, PSFdepth, foc, ex, TGC\}),
 \end{aligned} \tag{6.1}$$

wobei  $R$  den Algorithmus selbst,  $\{Messlinie\}$  die gemessenen Ultraschallliniendaten bestehend aus den HF-Daten  $data$ , der globalen Position der Ultraschallschichten  $T$ , der lokalen Geometrie des Ultraschallwandlers  $geom$  (Curved-, Linear- und Phased-Ultraschallwandler) zu einem Ultraschallvolumen  $Image(x, y, z)$  mit den als Referenz vermessenen Punktverwaschfunktionen  $PSF$ s beschreibt. Diese wiederum müssen für unterschiedliche Tiefen  $PSF\ depth$  und Verstärkungseinstellungen  $TGC$  vor der Rekonstruktion charakterisiert werden. Die Messdaten  $data$  repräsentieren die Menge der Ultraschallschichtdaten, deren Fokussierung  $foc$  und Anregungssignal  $ex$  sich an gleicher Position  $T$  unterscheiden können. Auf diese Weise ist es möglich, auch in der 3d-Rekonstruktion in mehrere Tiefen gleichzeitig zu fokussieren, indem während der Ausführung

des Algorithmus  $R$  zu jedem Rekonstruktionsvoxel Messdaten aus den Linien mit dem am nächsten liegenden Fokus gewählt werden. Zusätzlich können je nach Rekonstruktionstiefe unterhalb des Ultraschallwandlers Messdaten positionsgleicher Messlinien mit unterschiedlichen Anregungsfrequenzen berücksichtigt werden, um hochfrequente Anregung mit guter Ortsauflösung aber geringer Eindringtiefe wandlernah und niederfrequente Anregung mit höherer Eindringtiefe und Messdaten aus größeren Tiefen zu kombinieren. Letztere unterliegen aufgrund der niedrigeren Anregungsfrequenz einer geringeren Dämpfung, so dass Reflektionen aus größeren Tiefen noch gemessen werden können, auch wenn diese aufgrund der geringeren Frequenz eine geringere Ortsauflösung gegenüber den hochfrequenten und wandlernahen Reflektionen aufweisen.

### 6.2.2 Algorithmus zur Rekonstruktion der Volumenfunktion

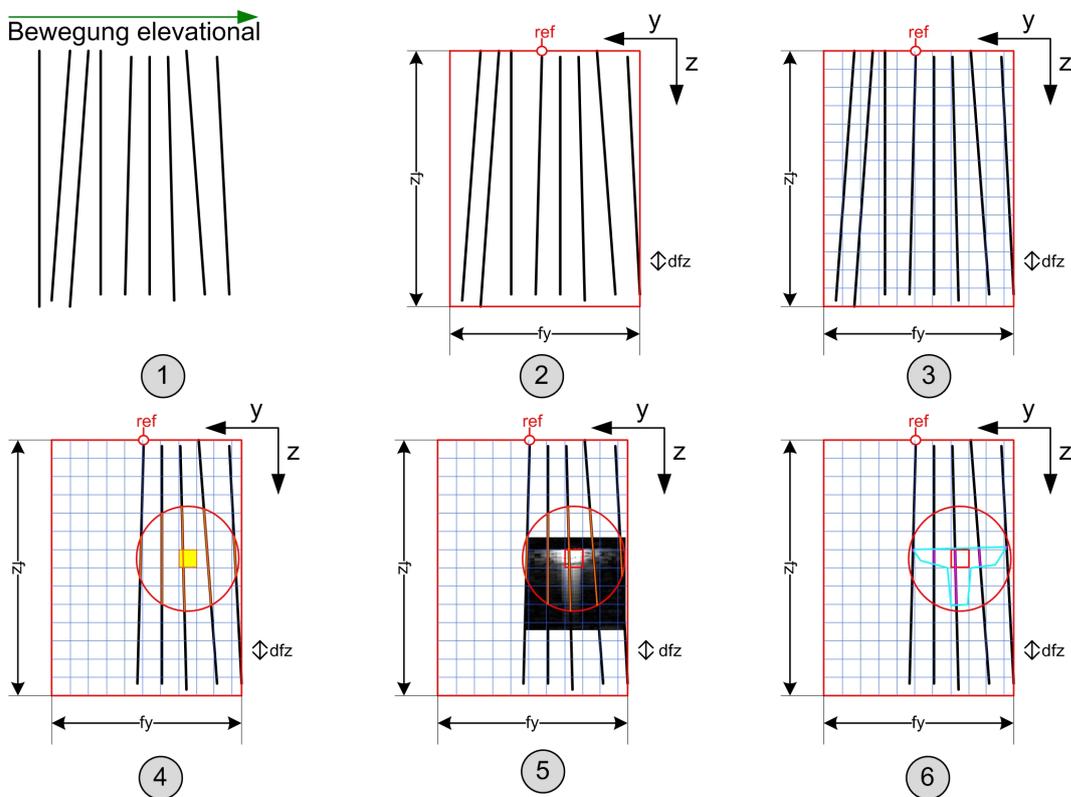


Abb. 6.1. Algorithmus der komplexeren Volumenrekonstruktion

Abbildung 6.1 zeigt den Ablauf der komplexen Volumenrekonstruktion, der detailliert in folgende logische Schritte unterteilt werden kann (Nummerierung analog zu Abbildung 6.1):

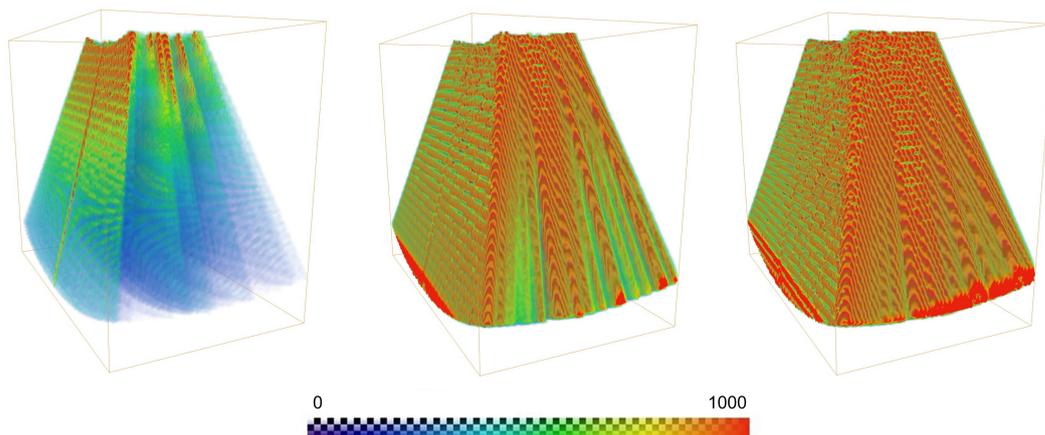
1. Aufnahme von Ultraschallschichten durch Überstreichen der Zielregion
2. Berechnung einer neuen Volumenreferenz, deren Rotation der ersten gemessenen Schicht oder einer vom Benutzer ausgewählten Referenzschicht entspricht. Die Volumengrenzen werden relativ zu dieser Rotationsreferenz berechnet und der Referenzursprung mittig über allen berücksichtigten Schichten ermittelt.

3. Erstellung eines Voxelgitters anhand der berechneten Volumenreferenz unter Berücksichtigung unterschiedlicher Voxelkantenlängen aufgrund unterschiedlicher Auflösungsqualitäten und Vorverarbeitung der Messdaten durch Iteration über alle gemessenen Schichten:
  - Berechnung der Schichtnormale auf Basis von Auf- und Richtungsvektoren der Schicht
  - Iteration über alle Linien der Schicht:
    - Transformation der Auf- und Richtungsvektoren ins globale Koordinatensystem
    - Berechnung der Hüllkurve der linienbasierten Messdaten
4. Iteration über alle Ziel-Volumenelemente:
  - Transformation der lokalen Voxelpositionen ins globale Koordinatensystem
  - Betrachtung aller vorliegenden Schichtmessdaten
    - Berechnung des Abstands des Volumenelementes zur aktuellen Schicht
    - Bei geringerem Abstand als maximale PSF-Ausmaße: lokale Zwischenspeicherung der Schicht als potentiell für aktuellen Voxel relevante Schicht (die Schicht könnte aufgrund des geringen Abstandes Einfluss auf den Voxel haben)
5. Berechnung des „Kongruenzfaktors“ während Iteration über alle Volumenelemente an jeder Voxelposition unter Berücksichtigung der vorher bestimmten relevanten Schichtdaten: Mittels Korrelation wird eine Wahrscheinlichkeit für eine Reflektion an aktueller Voxelposition berechnet. Berücksichtigt werden hierfür die relativen Amplitudenwerte der Hüllkurvendaten aller relevanten Linien in Bezug auf die (entsprechend der Tiefe) angenommene Referenz-PSF für die aktuelle Voxelposition. Zusätzlich wird der absolute Amplitudenwert als Gewichtungsfaktor in den Kongruenzfaktor eingerechnet, so dass starke Reflektionsamplituden nur durch für die PSF untypische Ausdehnung in der Nachbarschaft bestraft und somit unwahrscheinlich werden können.
6. Dekonvolutionsberechnungsschritt anhand der berechneten lokalen Reflektionswahrscheinlichkeiten in Form des Kongruenzfaktors
  - Sortierung der Kongruenzfaktoren
  - Iteration von maximaler Kongruenz zu minimaler Kongruenz:
    - Berechnung eines trilinear interpolierten Messwertes aus den Messliniendaten aller berechneten Nachbarn unter Berücksichtigung der Entfernung als Gewichtung
    - Multiplikation der Amplitude mit zusätzlich gewichteter Kongruenz und Anwendungsfaktor „deconvF“ (siehe unten)
    - Subtraktion der errechneten Amplitude aus allen Nachbarschaftslieniendaten unter Berücksichtigung der angenommenen PSF. Somit wird die Amplitude in den Voxel nahe schneidenden Schichten stärker reduziert als in entfernt liegenden Schichten. Auf diese Weise bestraft die große elevationale Ausdehnung der PSF entfernte Messdaten in elevationaler Richtung stärker als Messdaten in lateraler Entfernung. Dieser Schritt erzielt die bisher in der Literatur nicht berücksichtigte Dekonvolution von Freihand-3d-Messdaten.
  - Speicherung des berechneten Volumendatensatzes und Darstellung

Auf diese Weise werden Ultraschallreflektionen im Zielvolumen iterativ von starken Reflektionen mit hohen Wahrscheinlichkeiten gemäß der gewählten PSF bis hin zu annähernd irrelevanten und sehr schwachen Reflektionsamplituden verarbeitet. Durch den Faktor „deconvF“ kann der Grad der Dekonvolution eines PSF-Modells gesteuert werden, da eine vollständige Dekonvolution der angenommenen PSF in stark verrauschten Ergebnissen und Unterbrechungen in Realität zusammenhängender Strukturen resultieren kann, weil das genutzte PSF-Modell nur eine Approximation der tatsächlich vorliegenden Degenerierung darstellt.

### 6.2.3 Interpolation in der komplexen Rekonstruktion

Die einfache, geometriebasierte Volumenrekonstruktion führt in der Regel zu Fehlstellen im rekonstruierten Volumendatensatz, da bei schnelleren oder unstetigen Bewegungen während der Aufnahme der Abstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden Schichten höher als die gewählte Voxelgröße sein kann. Aber auch bei konstanten oder sogar maschinell durchgeführten Bewegungen kann es bei Aufnahmegeometrien wie beispielsweise dem „Fan-Scan“ oder bei der Nutzung von gekrümmten Ultraschallwandlern („curved“) in wandlerfernen Volumenteilen zu Fehlstellen kommen, da die aufgenommene Informationsdichte axial über die Tiefe durch den Aufnahmewinkel abnimmt. Diese Löcher werden nach einer 3d-Rekonstruktion nachträglich durch Filterung wie der Radial-Basis-Function-Interpolation [8] anhand vorhandener Volumendaten in naher Umgebung noch gefüllt, aber der im Vorkapitel vorgestellte Algorithmus zur komplexen Rekonstruktion kann vorhandene Lücken durch Berücksichtigung ultraschallspezifischer Eigenschaften bereits während der Rekonstruktion schließen. Hierbei wird berücksichtigt, dass Voxel, die nicht direkt durch Messschichten geschnitten werden, durch die Messdaten der Nachbarschaft und ihrer jeweils zugehörigen PSF sehr genau beschrieben sind. Ist die Informationsdichte in Schichten um einen Fehlvoxel hoch genug, können diese Stellen durch benachbarte Messdaten im Rahmen der Messgenauigkeit der Referenzpunktverwaschfunktionen fehlerfrei rekonstruiert werden. Abbildung 6.2 zeigt eine 3d-Darstellung mit Farbkodierung der Anzahl von Messdaten pro Volumenelement. Hierbei zeigt die linke Abbildung die Dichte von Messdaten, die im jeweiligen Volumenelement mit einer Kantenlänge von 0.5mm enthalten sind, mittig werden zusätzlich die Volumenelemente der Nachbarschaft mit einem maximalen Abstand von 1 mm erfasst, und rechts wird die Anzahl von Messdaten jeweils im Umkreises von 3 mm farbkodiert dargestellt. Man erkennt bei einer typischen Messung durch annähernd konstanten Schwenk über die Zielregion, dass eine Nachbarschaft mit einem Radius von 2 mm bereits mehrere hundert Messdaten für eine zufriedenstellende Interpolation mit Kenntnis der PSF bietet. Aufgrund der typischen elevationalen PSF-Ausdehnung von mehr als 2 mm beschreiben diese Nachbarn mögliche Fehlstellen ausreichend genau.



**Abb. 6.2.** Volumendarstellung mit Farbkodierung von verfügbaren Messdaten pro Voxel einer typischen „Sweep“-3d-Freihand-Aufnahme ohne zusätzliche Nachbarschaft (links), Nachbarschaft bis 2 mm Entfernung (mittig), Nachbarschaft bis 3 mm Entfernung (rechts)

#### 6.2.4 Vergleich der komplexen Rekonstruktion mit der geometriebasierten Rekonstruktion

Die naive Rekonstruktion unter Berücksichtigung der Position und Lage (siehe Kapitel 3.3.4) ermöglicht eine schnelle Volumenrekonstruktion sowohl online während als auch offline nach der wenige Sekunden dauernden Aufnahme. Bei der Online-Darstellung ist man auf feste und vorher definierte Volumengrenzen und dessen Auflösung begrenzt, und Fehlstellen können durch einfache geometriebasierte Interpolation unter Berücksichtigung von benachbarten Messdaten in der Nachverarbeitung gefüllt werden. Diese Interpolation basiert jedoch nicht auf ultraschallspezifischen Vorkenntnissen über die Bildgebung, so dass es zu Fehlern bei der Interpolation von räumlich ausgedehnten Fehlstellen kommen kann. Diese können mit Hilfe des Modells der komplexen Volumenrekonstruktion mit Berücksichtigung von PSF-Eigenschaften umgangen werden, wobei auch die Ortsauflösung durch Dekonvolution der PSF verbessert werden kann. Diese Rekonstruktion kann jedoch nur als Nachverarbeitung nach Aufnahme aller Messdaten berechnet werden und erfordert massiven Berechnungsaufwand, da der zuvor vorgestellte Algorithmus eine weit höhere Komplexität aufweist.

Bei Nutzung der O-Notation ([2], [53]) zur Analyse der Laufzeit, lässt sich die rein geometriebasierte Rekonstruktion aus dem einleitenden Kapitel mit einer Laufzeit von  $O(\text{Anzahl Messpunkte})$  und somit  $O(\text{Anzahl Schichten} * \text{Anzahl Samples pro Schicht})$  beschreiben. Die Rekonstruktionsdauer wird somit primär durch die Anzahl der aufgenommenen Daten bestimmt. Typischerweise erreichen diese Größen Werte um 100 Schichten mit jeweils 100 Linien, die aus jeweils 3500 Messpunkten bestehen, und somit muss für 35 Millionen Messpunkte eine Position in dem Zielvolumen anhand ihrer Position und Lage berechnet werden. Wie man hierbei leicht erkennt, ist der Berechnungsaufwand der simplen Rekonstruktion nicht primär von der Auflösung des Zielvolumens abhängig. Bei einer anschließenden Interpolation zur Füllung der Fehlstellen muss die Berechnung voxelbasiert durchgeführt werden, so dass die Volumenauflösung doch eine geringe Relevanz bringt. Der erweiterte Algorithmus dieses Kapitels besitzt eine höhere Komplexität, da hier für jedes Volumenelement die gesamte Nachbarschaft und somit alle Schichten betrachtet werden müssen. Die resultierende Laufzeit beträgt somit  $O(\text{Anzahl Voxel} * \text{Anzahl Schichten})$ . Typische Volumengrößen sind beispielsweise  $256 * 128 * 512$  Voxel für ein hochaufgelöstes Volumen bei etwa 100 elevational benachbarten Schichten, so dass eine im Vergleich zur simplen Rekonstruktion mehr als 1,6 Milliarden-fach komplexere Rekonstruktionsberechnung durchgeführt werden muss. Eine solche Berechnungsdauer ist aufgrund der bereits wenige Sekunden dauernden simplen Volumenrekonstruktion nicht umsetzbar, so dass Optimierungen des Algorithmus teils durch Einschränkungen und Annahme vereinfachender Vorbedingungen für eine komplexe Rekonstruktion getroffen werden müssen.

### 6.3 Optimierung der komplexen Ultraschallvolumenrekonstruktion

Die Umsetzung der Volumenrekonstruktion unter Berücksichtigung der PSF erfordert aufgrund der teils milliardenfach komplexeren Algorithmik die Optimierung der Berechnungszeit durch Einschränkung des möglichen Parameterraums und Annahme vereinfachender Modelle, um eine akzeptable Berechnungsdauer innerhalb weniger Minuten in der Nachverarbeitung zu erreichen.

### 6.3.1 Optimierung der Suche nach voxelrelevanten Messdaten

Die Bestimmung relevanter Messdaten in einer festgelegten Nachbarschaft um eine Volumenposition kann mit einer naiven Suche durch alle Messdaten anhand geometrischer Berechnung erfolgen, was den algorithmischen Aufwand jedoch linear mit der Anzahl der zur Rekonstruktion genutzten Schichten und somit Messdaten skaliert. Diese Suche kann durch zwei Techniken optimiert werden. Zuerst wird die Abstandsberechnung eines Volumenpunktes zu einer gesamten Schicht durch Nutzung der Schichtnormale berechnet und bei ausreichend geringem Abstand eine binäre Suche innerhalb der Schicht mit Berechnung des Volumenpunkt-Linien-Abstandes gestartet. Hierfür kann die Datenspezifikation und die darin beschriebene Speicherung der Messlinien in fester geometrisch aufsteigender Folge ausgenutzt werden, so dass durch eine binäre Suche die Bestimmung der nächsten Messdaten von linearer Laufzeit auf logarithmische Laufzeit beschleunigt werden kann.

Zusätzlich kann bei vielen Messungen die Bewegung des Ultraschallwandlers in eine Richtung ohne weiteres rückführendes Überstreichen der Zielregion gefordert werden, so dass die Suche nach benachbarten Schichten ebenfalls als binäre Suche durchgeführt werden kann. Diese Annahme erlaubt vor allem bei umfangreichen Messungen mit vielen gemessenen Schichten eine beachtliche Beschleunigung, da auch hierbei die Laufzeit der Suche nach benachbarten Schichten von linearer auf logarithmische Komplexität sinkt.

Die komplexe Rekonstruktion nutzt die Berechnung des Kongruenzwertes und iteriert nach einer Sortierung aller berechneten Kongruenzen hiervon von Maximum zu Minimum. Die Reflektionswahrscheinlichkeit zu den jeweiligen Voxel nimmt hierbei schnell ab, so dass ein Großteil der Berechnungen neuer Reflektionswerte für das Zielvolumen in der Amplitude nicht mehr von Systemrauschen zu unterscheiden ist. Aus diesem Grunde ist die Nutzung eines minimal vorliegenden Wertes bestehend aus Kongruenz multipliziert mit ursprünglicher Reflektionsamplitude für einen Voxel als Abbruchkriterium sinnvoll. Ein solcher Abbruch erfolgt in der Regel nach der Bearbeitung von weniger als einem Drittel der Volumenelemente und resultiert somit in einer Beschleunigung des Algorithmus um den Faktor drei.

### 6.3.2 Approximation der PSF

Eine Bestimmung der tatsächlichen Punktverwaschfunktion ist praktisch unmöglich, da neben dem systembedingten Rauschen in jeder Messung eine nicht zu vernachlässigende Ortsvarianz besteht, und die Messbedingungen einer Charakterisierung nur beschränkt den Messbedingungen in der Anwendung entsprechen (homogenes Referenzphantommedium gegenüber komplexer, inhomogener Zusammensetzung diverser Gewebsschichten mit unterschiedlichen Schallgeschwindigkeiten und Dämpfungseigenschaften). Aus diesen Gründen ist eine Approximation der PSF für eine algorithmische Verarbeitung unerlässlich. Nach einer Charakterisierung der PSF für einen Bildgebungsparametersatz durch Mittelung mehrerer Referenzmessungen jeweils innerhalb konstanter, aber variierender Tiefen kann eine Approximation die Nutzung diskreter Messungen in der Rekonstruktion ersetzen. Es bietet sich hierbei eine ellipsoide, tiefenabhängige dreidimensionale Form auf Basis der Erkenntnisse aus Kapitel 5.3 und später durchzuführenden Messungen an, wobei die Modellierung des Ellipsoids die Auswirkungen der Dekonvolution definieren kann. Auf diese Weise ist es möglich, in der Rekonstruktion mit primär elevational ausgedehnten Ellipsoiden verstärkt die Entfaltung der elevationalen Ausdehnung in Form der elevationalen Schichtdicke zu berechnen. Die Nutzung einer funktionalen Beschreibung auf Basis der Ellipsoide ersetzt die Anwendung von diskreten und gemittelten PSF-Referenzmessungen für unterschiedliche Tiefen.

### 6.3.3 Parallelisierung

Eine Beschleunigung der Berechnung kann man zusätzlich durch Parallelisierung des Rekonstruktionsalgorithmus erreichen, was gerade in den letzten Jahren durch Marktpräsenz von Mehrkernprozessoren und hochparalleler Grafikkartenhardware im Endanwendersegment an Bedeutung gewonnen hat. Aktuelle Computer können dank moderner Prozessorarchitekturen zwischen zwei und acht Prozessoren für parallele Berechnungen bieten, so dass eine optimale Ausnutzung dieser Ressourcen eine Minderung der Laufzeit komplexer Probleme um einen Faktor in Anzahl der Prozessorkerne gegenüber der ursprünglichen Laufzeit erreichen kann.

Darüber hinaus bietet moderne Grafikkartenhardware teils eine höhere Komplexität als aktuelle Prozessorarchitekturen. Jedoch unterscheidet sich die interne Struktur und Aufbau moderner Grafikkarten aufgrund der Anforderungen der Computergrafik stark vom Aufbau eines Hauptprozessors, da der Fokus hier bei der Parallelisierung einfachster Operation (z. B. einzelne pixelbasierte Berechnung von Beleuchtung oder kontextinsensitiver Filter) liegt. Aus diesem Grund bietet moderne Grafikkartenhardware eine hohe Anzahl an Rechenwerken (arithmetische und logische Einheiten „ALU’s“, siehe Abb. 6.3), die nicht nur für pixelbasierte Berechnungen von Grafikausgaben auf dem Monitor geeignet sind (sogenannte „Pixelshader“), sondern anhand einer Schnittstelle auch für eine Programmausführung von nichtgrafischen Programmcode als mathematischer Koprozessor offen stehen. Eine solche Schnittstelle stellt beispielsweise das Framework CUDA („Compute Unified Device Architecture“) von NVidia dar, welche die Spezifikation der OpenCL („Open Computing Language“) als neuen industrieweiten Standard für Programmierung paralleler Berechnungen in Grafikkarten implementiert. Anhand dieses Standards ist es möglich moderne Grafikkarten oder dedizierte Koprozessor-Beschleunigungskarten mit bis zu 240 Kernen pro Karte (circa 200 Euro) oder bis insgesamt circa 1000 Kernen pro Personal Computer für einem Gesamtpreis unter 4000 Euro [66] für komplexe Berechnungen auch in der Biomedizintechnik zu nutzen. Eingesetzt wurden solche Hardwarearchitekturen bereits in der speziellen Rekonstruktion von Computertomographie-Daten ([61], [66]), und die Nutzung dieser Schnittstellen in anderen medizinischen Bildgebungen und Datenverarbeitungen bietet sich oft aufgrund hoher Komplexität vorliegender Berechnungen an. In der Ultraschallbildgebung existiert bereits der Einsatz zur Bildoptimierung durch spezielle kantenerhaltende Glättung auf Basis von Amplitudendaten oder Pixeldaten [12].



**Abb. 6.3.** Architektur eines Prozessors mit wenigen Rechenwerken (ALU’s) (links) im Vergleich zur Architektur einer hochparallelen Grafikkarte mit vielen Rechenwerken (rechts), Darstellung: NVidia

Um diese massive Parallelisierung nutzen zu können müssen vorhandene Algorithmen in ihrer Programmierung zur Ausführung auf der Grafikhardware angepasst werden. Neben der syntaktischen Adaption für eine Binärcodeerstellung durch einen auf die Grafikhardware angepassten Compiler müssen die Algorithmen untersucht und modifiziert werden, um das Gesamtproblem in einzelne bestenfalls unabhängige Teilprobleme zu zerlegen. Auf diese Weise können die Teilprobleme in höchstparallel ausgeführte Einzelaufgaben optimal auf die vielen Kerne der Grafikhardware verteilt und dort ausgeführt werden. In einem Ultraschallsoftwareframework für die Forschung können diverse Algorithmen aufgrund ihrer Separierbarkeit in einzelne Teilberechnungen unterteilt werden. So können diverse Schritte der Signalverarbeitung (Hüllkurvenberechnung, logarithmische Kompression,...), die Scankonvertierung, der Software-“Delay-and-Sum“-Algorithmus zur Rekonstruktion von HF-Daten aus Einzelkanaldaten und die vorher beschriebene Volumenrekonstruktion anhand dieser massiven Parallelisierung in der Laufzeit optimiert werden. Der Geschwindigkeitsgewinn solcher Optimierungen wird in einem späteren Kapitel experimentell bestimmt.

**Implementierung**



## Entwicklung einer Forschungsplattform für die 3d-Ultraschallbildgebung

Durch die eingeschränkte Funktionalität und fehlende Anpassungsmöglichkeiten vorhandener kommerzieller Ultraschallforschungssysteme (siehe Kapitel 2.1) ist ein neues Konzept und Umsetzung einer anpassbaren und offenen Forschungsplattform wünschenswert. Für diesen Zweck wurde am Fraunhofer Institut für biomedizinische Technik die DiPhAS („digital phased array system“)-Hardwareplattform [35] als konfigurierbarer und skalierbarer digitaler Ultraschallbeamformer entwickelt, der hier für den Einsatz als Ultraschallforschungsplattform um eine Softwarearchitektur erweitert wird. Auf diese Weise wird die Plattform in folgenden Schritten auch in Gesamtsystemen für spezielle Einsatzgebiete und Produktentwicklungen genutzt.

### 7.1 Erstellung und Umsetzung einer Softwarearchitektur für die Ultraschallforschung

Die Kernkomponenten der Softwarearchitektur für die Forschungsplattform stellen die Anwendungen zum Betrieb des Ultraschallgerätes, der Nachverarbeitung und Analyse der Messdaten und dem Softwareframework zur Programmierung eigener Verfahren und Algorithmen auf Basis von vorhandenen, speziell für die Ultraschallbildgebung entwickelten Funktionen dar. Auf diese Weise werden sowohl die Integration von Filteralgorithmen in die bestehende Software als auch die Eigenentwicklung neuer Software unterstützt und vereinfacht.

Die Softwareumsetzung erfolgte in den Programmiersprachen C++ und C# (auf Basis von Microsoft .NET [49]), um Portabilität und Erweiterbarkeit zu gewährleisten und auf komfortable Entwicklungswerkzeuge (Microsoft Visual Studio) zurückgreifen zu können. Die Portierung einzelner Komponenten in andere Programmiersprachen oder Softwaresysteme (z. B. National Instruments Labview oder Mathworks Matlab) ist durch dynamisch gelinkte Bibliotheken („DLL's“) möglich, so dass die Softwareentwicklung in anderen Entwicklungsumgebungen auf die Basisfunktionalität des Frameworks zurückgreifen kann.

Die Wahl von C# als Programmiersprache ermöglicht weiterhin eine Plattformunabhängigkeit der Kernkomponenten des Softwareframeworks, da mit „Mono“ [15] eine Portierung des .NET Frameworks auf Linux und Macintosh OSX existiert. Testweise wurde der Kern des Frameworks auch auf das .NET Compact Framework von Microsoft erfolgreich getestet, so dass auch die Realisierung eines „Embedded Systems“ auf Basis der .NET Framework Runtime auf einem Mikroprozessor möglich wäre.

In der Signalverarbeitung bietet die Softwareplattform die Verarbeitung von und Zugriff auf:

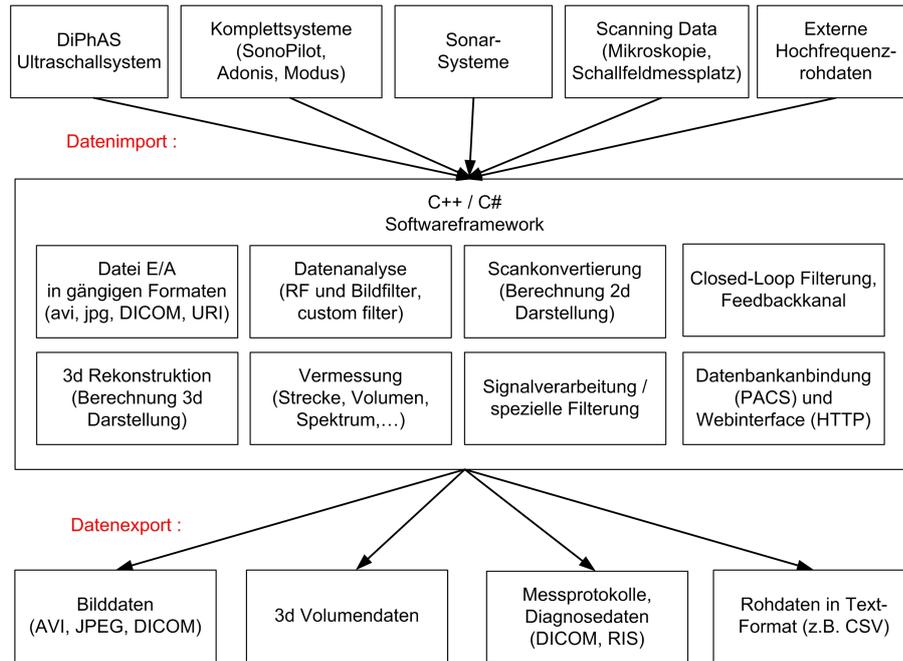
- Kanaldaten (16 Bit) vor dem Beamforming für eine individuelle Rekonstruktion der Kanaldaten in Software zu Ultraschalliniendaten
- hochfrequente Ultraschalldaten (16 Bit) nach dem delay-and-sum-Beamforming als Ultraschalliniendaten
- hochfrequente Ultraschalldaten nach Berechnung der Einhüllenden (15 Bit) als Ultraschalliniendaten
- hochfrequente Ultraschallamplitudendaten (8 Bit) nach dem Delay-and-sum-Beamforming, Hüllkurvenberechnung und logarithmischer Kompression (Requantisierung) und optionalen Reskalierung als Ultraschalliniendaten
- Ultraschallbilddaten (8 Bit Graustufen) nach der Scankonvertierung als Bild vor Anwendung zusätzlicher Bildverarbeitung
- Ultraschallbilddaten (24 Bit mit drei Farbkanälen) nach der Scankonvertierung als Bild nach der Bildverarbeitung inkl. Skalenanzeige

Die Verarbeitung von Messdaten erfolgt mit Hilfe eines offenen Filterframeworks im Plugin-Konzept und unterstützt als Kernkonzept die Nutzung eines Rückkanals zur Gerätesteuerung. Dies wird detailliert im nächsten Unterkapitel beschrieben. An allen Stellen der Signalkette können die Daten entweder für eine Analyse nur ausgelesen und ggf. geändert werden, um die Verarbeitung mit den gefilterten Daten fortzuführen.

Durch Zugriff auf diverse Messdaten erfüllt die Forschungsplattform die Anforderung an Datenschnittstellen, wie sie in Kapitel 4 und Abbildung 4.1 für die Signalverarbeitung einer Forschungsplattform spezifiziert wurden.

Die Speicherung und Verarbeitung von Ultraschalldaten ist in diesem Softwarekonzept nicht auf medizinische Schichtbilder der humanen Bildgebung mittels Mehrkanalsystemen (z. B. „DiPhAS“) beschränkt, sondern erlaubt auch die Handhabung und Verarbeitung von Ultraschalldaten von positionsverfahrenden Einkanalssystemen wie beispielsweise den Systemen zur Vermessung der Schalldruckverteilung oder den hochfrequenten, scannenden Ultraschallmikroskopiesystemen zur Darstellung mehrerer Einzelmessungen als 2d-Scan oder der dreidimensionalen Volumenrekonstruktion zur verbesserten räumlichen Auswertung und Darstellung. Abbildung 7.1 zeigt die blockweise identifizierten Komponenten des Softwareframeworks.

Neben der Handhabung der Ultraschallhochfrequenzdaten durch Laden, Verarbeiten und Speichern ist zusätzlich der Export der Messdaten wichtig, um Anbindung an weitere Standards, Protokolle und fremde Systeme zu ermöglichen. Aus diesem Grund können Einzelkanaldaten, 32 Bit-, 16 Bit-Hochfrequenzdaten, 15 Bit-Hüllkurvendaten und 8 Bit-Amplitudendaten in leerzeichen- oder kommasetrennte Textdateien exportiert werden, um die Messdaten in selbst entwickelten Programme oder kommerziellen Mathematikprogrammen zu verarbeiten. Darüber hinaus können berechnete Bildrepräsentationen der Messdaten nach der Scankonvertierung als Bilddateien verlustfrei oder mit Kompression in diversen Formaten abgelegt werden. Die Speicherung der Bilddaten im DICOM Format („Digital Imaging and Communications in Medicine“, [44],[4],[5]) ermöglicht weiterhin die Sicherung und Weitergabe von Daten in einem Industriestandard für medizinische Bildgebungssysteme und wird von vielen kommerziellen medizinischen Bildgebungssystemen unterschiedlichster Modalitäten genutzt, um in Zusammenarbeit mit PACS-Systemen („Picture Archiving and Communication System“) im klinischen Umfeld Ergebnisse von Untersuchungen zu verarbeiten. Weiterhin können Aufnahmesequenzen als Videodateien exportiert werden, die auch auf herkömmlichen Computern betrachtet werden können.



**Abb. 7.1.** Überblick über die Hauptkomponenten des Softwarekonzeptes

Die Realisierung einer dreidimensionalen Freihand-Ultraschallbildgebung erfordert die Nutzung einer externen 3d-Positionserfassung, deren Verarbeitung der Positionsdaten jedoch unabhängig von der genutzten Technik über eine für alle Systeme gleiche Schnittstelle erfolgen kann, die neben Statusinformationen die Position und Lage von Werkzeugen als homogene Transformation überträgt. Anhand einer solchen allgemein definierten Schnittstelle wurden unterschiedliche Positionserfassungen implementiert, die von optischer Erfassung (z. B. NDI Polaris oder Spectra) über mechanische Erfassung (Microscribe) bis hin zu elektromagnetischer Erfassung (z. B. Ascension Flock of Birds, trackStar) reichen. Auf diese Weise können Ultraschallschichtdaten, deren Position und Lage dreidimensional erfasst wurden, durch zusätzlich entwickelte Algorithmik zu einem Volumendatensatz durch Freihand-3d-Rekonstruktion errechnet werden.

Die Volumenrekonstruktion kann sowohl „online“ während der Aufnahme erfolgen und die Vervollständigung des Volumen über die Zeit in Echtzeit visualisieren, als auch „offline“ direkt nach der Aufnahme oder in einem Nachverarbeitungsschritt errechnet werden. Neben der rein auf Geometriedaten basierenden Rekonstruktion kann in der Nachverarbeitung auch die vorher beschriebene komplexe Rekonstruktion berechnet werden, die zusätzlich Wissen über die PSF-Ausdehnung zur 3d-Dekonvolution nutzt. Diese dreidimensionalen Rekonstruktionen erfordern komplexe Berechnungen, so dass die bereits vorgestellten Optimierungen umgesetzt und somit aktuelle Technologien der parallelen Mehrkernberechnung in diesem Softwareframework zur Beschleunigung der Berechnung genutzt werden. Separierbare Aufgaben wurden in unabhängige Teilprobleme zerlegt, die daraufhin in wenigen Threads (2-8) durch einen Mehrkernprozessor oder mittels Architekturen wie CUDA oder OpenCL mittels mehrerer hundert paralleler Kerne massiv parallelisiert auf Grafikkhardware berechnet werden konnten.

## 7.2 Filterkonzept mit „closed-loop“-Gerätesteuerung

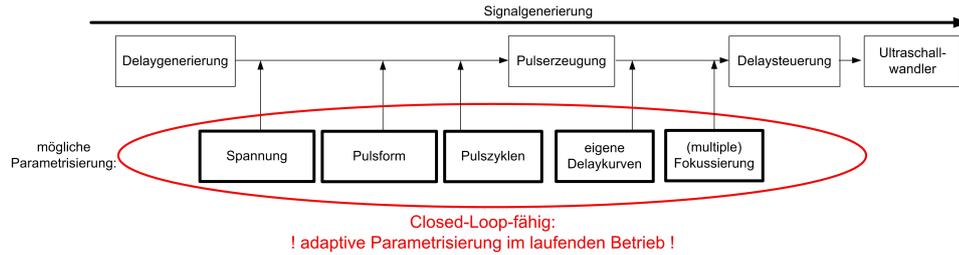
Die Analyse und Filterung von Messdaten in der Forschung erfordert oft die Erfassung von Schichtdaten an gleichen Positionen und Lage des Ultraschallwandlers mit unterschiedlichen Aufnahmeeinstellungen. Hierbei können durch Variation von Anregungspulsen (Frequenz, Anzahl der Anregungszyklen), Fokussierungsdelaykurven (und somit auch angenommener Schallgeschwindigkeit, Fokussierungstiefen), Anregungsspannung oder tiefenabhängiger Verstärkung mehrere Messdatensätze für gleiche Schnitte erfasst werden, die in erweiterten Analysefunktionen miteinander verrechnet oder verglichen werden können. Hierfür ist jedoch bei Nutzung herkömmlicher kommerzieller Geräte ein manueller Schritt durch Änderung der Geräteeinstellungen notwendig, der nicht automatisiert werden kann und kaum eine direkt vergleichbare Analyse mit unterschiedlichen Parametern ermöglicht.

Das mit dieser Softwarearchitektur eingeführte Plug-In-basierte Filterkonzept erlaubt erstmalig die automatisierte Aufnahme von Messdaten in unterschiedlichen und parametrisierbaren Abläufen, die als Eingabe für die Datenverarbeitung und somit Entwicklung neuer Verfahren auf Basis dieser Ultraschallforschungsplattform dienen. Bei Anwendung dieses Feedbackkanals für Filter auf den Betriebsmodus des Messsystems können unterschiedlichste Anwendungen realisiert werden. Denkbar sind hier automatisierte Gewebecharakterisierungen durch Analyse der Reflektionsechos bei Nutzung unterschiedlicher Sendepulse und -frequenzen oder eine Korrektur der falsch für ein Medium angenommenen Schallgeschwindigkeiten aufgrund unterschiedlicher Gewebsschichten mit stark variierender Dichte und somit Schallgeschwindigkeit anhand automatisierter Anpassung der Sendefokussierungskurven und folgender Auswertung lateraler Kantenauflösung in der Abbildung. Weiterhin kann eine Variation der Sendespannung und tiefenabhängigen Verstärkung automatisiert patienten- und gewebespezifisch nach einer Signalanalyse durchgeführt werden, um eine optimale Darstellung mit uniformer Abbildungshelligkeit zu erhalten.

Die eigene Entwicklung solcher Filter kann auf dieser „closed-loop“-Gerätesteuerung basieren und als Eingabe jegliche Messdaten aus allen oben beschriebenen Schritten der Signalverarbeitung (von Kanaldaten oder linienbasierten Hochfrequenzsignalen bis hin zu gefilterten Bildrepräsentationen) nutzen. Durch das persistenztransparente Design dieser Filterschnittstelle sind keine Modifikationen an den Benutzeroberflächen des Ultraschallsystems notwendig, so dass die Filter auch in medizinisch zugelassene Gesamtsysteme integriert werden können.

Abbildung 7.2 zeigt die möglichen Eingriffe in die Signalgenerierung der DiPhAS-Plattform, die im Vergleich zu bisher verfügbaren kommerziellen Forschungsplattformen zahlreicher und freier zugänglich sind (siehe Abbildung 2.3, Kapitel 2.1) und zusätzlich auch noch über die hier vorgestellte „closed-loop“-Gerätesteuerung während einer Aufnahme automatisiert geändert werden können. Auf diese Weise ist eine adaptive Anpassung von Messparametern durch die Ergebnisse eines signal- oder bildverarbeitenden Filters noch während der Aufnahme zur Verbesserung des Messergebnisses möglich.

Die implementierten Möglichkeiten der Parametrisierung mit einer solchen Freiheit für die eigene Entwicklung neuer Verfahren bietet kein weiteres im Forschungsmarkt verfügbares Gesamtsystem der Ultraschallbildgebung.



**Abb. 7.2.** Überblick über Schnittstellen der Signalgebungsparametrisierung des DiPhAS-Forschungssystems mit zusätzlicher „closed-loop“-Gerätesteuerung

### 7.3 Datenformate für Ultraschallhochfrequenzdaten

Die in dieser Arbeit entstandenen Formate GRB („general raw binary“) und ORB („open research binary“) sind offene Formate zur Speicherung von linienbasierten Ultraschallhochfrequenzdaten auch mit unterschiedlicher Quantisierung. Eine Formatbeschreibung findet sich im Anhang dieser Arbeit und Funktionen zur Verarbeitung dieser Datenformate (Laden, Speichern, Konvertierung) wird jedem Forscher zur Verfügung gestellt, um einen gemeinsamen und offenen Standard für Ultraschallrohdaten zu etablieren.

Die GRB-/ORB-Datenformate enthalten alle Geometrieinformationen des Ultraschallwandlers (Aufpunkte und Richtungsvektoren aller Ultraschallmesslinien), dreidimensionale Orientierung und Lage der Messdaten im Raum, Informationen über den untersuchten Patienten oder das Messobjekt, alle Systemparameter wie Fokussierungseinstellungen (als Tiefe in Millimetern oder in Form der genutzten Delaykurven in Sende- und Empfangsbeamforming) und die eigentlichen, linienbasierten Hochfrequenzmessdaten. Darüber hinaus gibt es die Möglichkeit, im ORB-Format individuell definierte Sektionen mit zusätzlichen Informationen zu deklarieren und abzulegen. Alle Sektionen können einzeln verschlüsselt werden, wobei auch paarweise disjunkte Schlüssel verwendet werden können, um bei einer Weitergabe von Daten an Dritte den unautorisierten Zugriff auf einzelne Informationen zu verhindern, ohne Messdaten zu verändern. Auf diese Weise können beispielsweise Patientendaten auf Basis asymmetrischer Verschlüsselung unleserlich gemacht aber erhalten werden, um eine Studie anonym auswerten zu können. Autorisierte Personen erhalten jedoch weiterhin Zugriff auf die sensiblen Daten, wenn das Passwort in Form eines Schlüsseltextes bekannt ist. Darüber hinaus kann auch der Zugang auf Messdaten oder Systemparameter eingeschränkt werden, wenn Daten an firmenexterne Dritte weitergegeben werden sollen, deren Autorisierung nicht die Kenntnis aller systeminternen Informationen in Form von Einstellungen erlaubt.

Systemfremde Datenformate für linienbasierte Ultraschallrohdaten können durch spezielle Importroutinen ebenfalls verarbeitet oder in das GRB/ORB Format überführt werden. Als Beispiel hierfür wurde ein Importmodul des „rfd“-Formates der „Siemens Axiu direct“-Forschungsplattform entwickelt, das die Handhabung der 16 Bit Rohdaten dieser Schnittstelle für weitere Filterung und Analyse erlaubt.

### 7.4 Softwareentwicklung für die Forschungsplattform DiPhAS

Die Entwicklung einer Ultraschall-Forschungsplattform umfasst sowohl die Erstellung einer Software zum Betrieb und Datenverarbeitung, als auch die Entwicklung einer Hardware zur Umsetzung

der Softwareprogrammierung und Digitalisierung der Messdaten. Die Hardware wurde über viele Jahre am IBMT in Form der DiPhAS-Hardwareplattform entwickelt, dessen aktuellen Hardwarekonfigurationsmöglichkeiten (in der 6. Generation) die folgende Auflistung zeigt:

- Sender:

Anzahl der Sendekanäle	64 bis 256
Maximale Ausgangsspannung	160 Vpp, 200 Ohm
Peak-peak Ströme	0.4 A
Signalformen	rechteckiger Burst, Chirp, Barker
Digitalisierungsausflösung	8,3 ns
Sendespannungsschritte	16
Minimale Delayauflösung	8,3 ns
Maximale Mittenfrequenz	20 MHz
Maximale Anzahl Sendefokuse, Delaykurven	bis zu 16

- Empfänger:

Anzahl Empfangskanäle	64 bis 256
Eingangsbandbreite (-6 dB)	12 MHz (25 MHz)
Verstärkungsbereich	40 dB
A/D Konvertierung	12 Bit, bis zu 80 MHz pro Kanal

- Ultraschallwandler:

Typen	phased, curved, linear und alle weitere Typen mit bekanntem Elementabstand und Geometrie
Anzahl Wandleranschlüsse	3
Kanäle pro Anschluss	64, 256 mit Multiplexer

- Daten Ein- und Ausgabe, Schnittstelle, Computersystem:

Der Ultraschallbeamformer ist mit einem „High-Speed USB 2.0“ Anschluss ausgestattet, der sowohl zur Datenübertragung als auch zur Gerätesteuerung genutzt wird. Diesen nutzt ein integrierter PC im mini-ITX Formfaktor mit Intel CoreQuad-Prozessor und Festplatte zur Speicherung der Bild- und Hochfrequenzdaten. Mit diesem Aufbau können Ultraschalldaten (z. B. 100 Linien mit 4000 Messpunkten pro Linie) mit einer Rate von 40 Hz (Einzelkanaldaten oder Hochfrequenzdaten) bis zu 80 Hz (Amplitudendaten nach Berechnung der Einhüllenden und logarithmischer Kompression) erfasst und verarbeitet werden.

- Gehäusespezifikationen:

Stromversorgung	230 V / 110V
Gehäusegröße inkl. PC	240x380x330 mm (siehe Abbildung 7.3)
Gewicht	12 kg



Abb. 7.3. Gehäuse der integrierten DiPhAS Hardwareplattform inkl. Computer

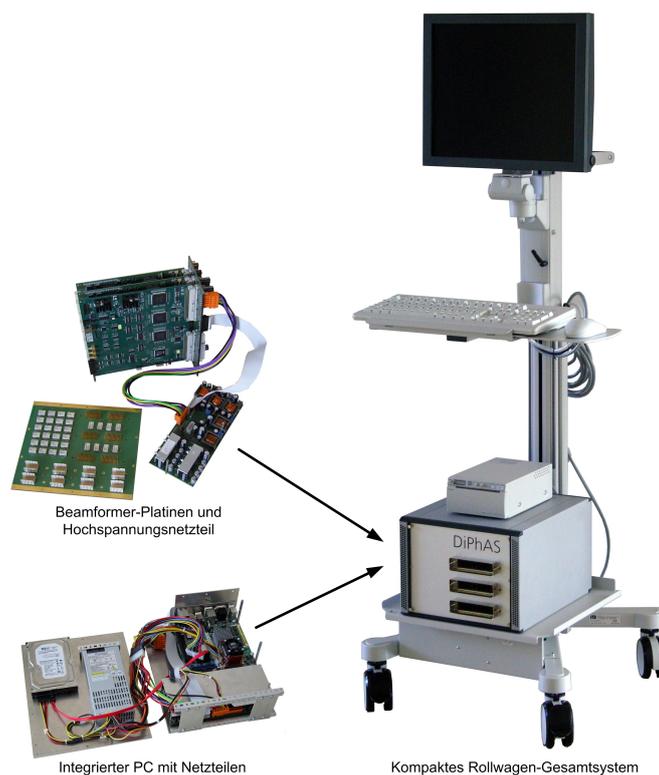


Abb. 7.4. DiPhAS Hardwarekomponenten inkl. Computer (links), Beispielkonfiguration auf Basis eines kompakten Rollwagens (rechts)

Abbildung 7.4 zeigt einen möglichen Einsatz durch Integration in einen Rollwagen als Alternative zum oben spezifizierten Tischgerät.

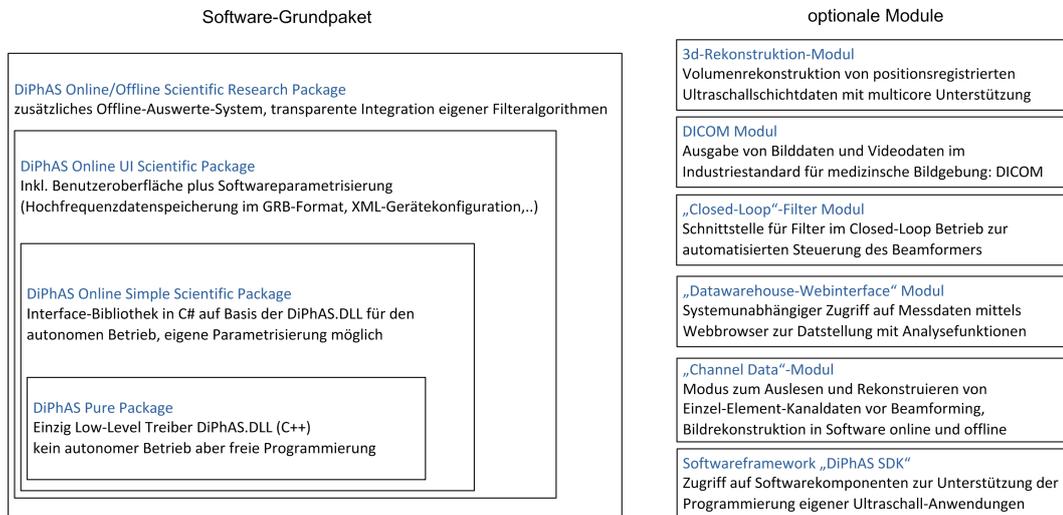
Auf Basis dieser Hardware wurde nun eine Softwarearchitektur geplant und umgesetzt, die sowohl einen kommerziellen Einsatz des Beamformers als auch die Anpassung und Umsetzung von öffentlichen und industriellen Forschungsprojekten ermöglicht.

Die kommerzielle Nutzung spielt auch bei einem Forschungssystem eine wichtige Rolle, denn nach der Entwicklung neuer Verfahren und Algorithmen ist eine Produktentwicklung auf Basis der neuen Techniken oft wünschenswert und naheliegend. Die Forschungssysteme, die auf der Hardware der großen Hersteller basieren, erlauben eine eigene Kommerzialisierung in der Regel nicht und ermöglichen auch nur in seltenen Fällen die Integration neuer Verfahren in zukünftige Systeme des Herstellers der Forschungsplattform, da deren Produktpalette meist starr und die Entwicklungszyklen langfristig geplant sind. Dieses Forschungssystem, basierend auf der DiPhAS-Hardware und dieser Softwarearchitektur, ermöglicht eine marktreife Umsetzung eines neuen Verfahrens zu geringen Kosten aufgrund eines flexiblen Entwicklungsprozesses mit bereits zugelassener Elektronik und Software. Somit ist die Weiterentwicklung eines Demonstrators aus der klinischen Studie zu einem Produkt naheliegend und bereits vollzogen worden (siehe späteres Kapitel „Medizinprodukt SonoPilot thermo“).

Ein wichtiger Faktor bezüglich einer Kommerzialisierung ist die Kosteneffizienz der einzelnen Hardwarekomponenten. Als PC wird ein herkömmliches Computersystem beispielsweise im kompakten Mini-ITX-Format eingesetzt, was aufgrund von Standardkomponenten kostengünstig integriert werden kann. Das mittels Highspeed USB 2.0 an den PC angebundene Ultraschallsystem wird skalierbar auf wenigen Platinen produziert und die Bauteile kosten in der Fertigung wenige tausend Euro. Auf diese Weise kann das Forschungssystem mit neuen Algorithmen auch kostengünstig und flexibel in eine Serienproduktion überführt werden, da die Bauform und Ergonomie des Gesamtsystems (Tischgerät oder Einsatz auf einem Rollwagen) annähernd frei bestimmt werden können.

Die Softwarearchitektur wurde zur Erforschung neuer Verfahren und Produktentwicklung in unterschiedliche Pakete unterteilt, die Projektpartnern oder Kunden flexibel zur Verfügung gestellt werden können. Dies erlaubt eine individuelle Anpassung des Softwarefunktionsumfangs an die Bedürfnisse des jeweiligen Anwenders. Die Pakete unterscheiden sich im Funktionsumfang und Zugang zu den Messdaten, wobei ein Hauptpaket mit primären Zugriffen auf Programmierschnittstellen und Zusatzpakete mit optional erhältlichen Funktionalitäten zur Wahl stehen. Abbildung 7.5 zeigt einen Überblick über verfügbare Softwaremodule mit einer Kurzbeschreibung ihrer Funktionalitäten. Die Software-Grundpakete verfügen über zunehmende Funktionalität, da das jeweils nächst größere Paket alle Funktionalitäten der kleineren Pakete beinhaltet. Das kleinste Paket „DiPhAS Pure Package“ enthält eine sehr offene, aber umfangreich zu programmierende Schnittstelle zur Nutzung der Beamformerhardware. Hierbei müssen der autonome Betrieb und die kontinuierliche Aufnahme von Messdaten vom Benutzer selbst implementiert werden, erlauben jedoch vollen Zugriff auf alle Parameter und Einstellungen der Hardware. Das nächst größere Paket „DiPhAS Online Simple Scientific Package“ bietet zusätzlich die Funktionalität der autonomen Gerätesteuerung und kontinuierliche Ausgabe von Messdaten zur weiteren individuellen Verarbeitung. Eine Applikation zur Nutzung des autonomen Betriebsmodus und der Verarbeitung der Messdaten ist hierbei jedoch nicht enthalten, sondern gehört zu dem Paket „DiPhAS Online UI Scientific Package“. Dieses enthält zusätzlich eine Applikation mit grafischer Benutzeroberfläche zur Gerätesteuerung inklusive Scankonvertierung zur Darstellung der Bildrepräsentation. Die Parametrisierung der Messungen erfolgt über die Oberfläche, zur Einstellung des Gesamtsystems inkl. verfügbarer Ultraschallwandler steht eine Konfigurationsdatei im XML-Format zur Verfügung. Der Export von Bilddaten erfolgt in Form von JPG-Bildern oder AVI-Videodaten mit einstellbarer

Kompression, Hochfrequenzdaten können im speziell hierfür entwickelten und offenen GRB/ORB-Dateiformat abgelegt werden.



**Abb. 7.5.** Überblick über den modularen Aufbau der Softwarepakete für Betrieb und Programmierung

Darauf aufbauend verfügt das „DiPhAS Online/Offline Scientific Research Package“ zusätzlich über die Möglichkeit, die transparente Filterung anhand des Plug-In-Konzeptes durchzuführen, die eine Erweiterung der Verarbeitungsmöglichkeiten durch eigene Algorithmen ermöglicht. Hierfür steht eine Schnittstelle mit „closed-loop“-Gerätesteuerung (siehe Kapitel 7.2) in der Online-Aufnahmesoftware zur Verfügung, die eine Filterung in Echtzeit (je nach Berechnungslaufzeit des Filters) ermöglicht. Dieses Plugin-Filterkonzept ist zwar sowohl für Filter als auch Gerät komplett persistenztransparent, ermöglicht jedoch die Eingabe zusätzlicher Parameterdaten zu den übermittelten Messdaten und Informationen, und können vom Anwender für eine weitere Parametrisierung genutzt werden.

Weiterhin beinhaltet dieses Paket eine Software zur ausführlichen Offline-Analyse und -Filterung von bereits gemessenen Daten und ist mit der gleichen transparenten Filterschnittstelle wie das Onlinesystem ausgestattet. Eine Beschreibung dieser Komponente finden Sie am Ende dieses Unterkapitels.

Neben dem Grundpaket existieren in der Softwarearchitektur optional hinzufügbare Module, die zusätzliche Funktionalitäten bieten, die nicht von allen Entwicklern und Forschern benötigt werden.

Die Speicherung von Position und Lage in einer Transformationsmatrix während der Aufnahme von Ultraschallschichtdaten erlaubt die Berechnung einer Volumenrekonstruktion der Zielregion. Die Rekonstruktion nutzt hierfür die Parallelisierung auf sowohl Mehrkernprozessorsystemen als auch Grafikkhardware und erlaubt die Einstellungen der gewünschten Voxel- und somit Volumenauflösung, um auch die Berechnungsdauer beeinflussen zu können.

Die DICOM-Unterstützung als Ausgabe der Ultraschallbild- und Videodaten ist meist für den klinischen Einsatz sinnvoll, da dieser auch die Anbindung der Ultraschallplattform an ein PACS-System ermöglicht. Für dieses Modul ist die Beantragung einer Registrierungszahl (REG) für Informationsobjekte nach DIN 66334 oder ähnlichen ausländischen Normen („OID-org-root“-Registrierung) empfehlenswert, um als eindeutig identifizierbarer Hersteller eines bildgebenden

Medizinproduktes den DICOM-Standard nutzen zu können. Dieser Industriestandard kann jedoch auch ohne klinischen Einsatz genutzt werden, um Bilddaten mit detaillierteren Informationen über die Messung in den Dateien zu speichern und zu verteilen. Die Nutzung von DICOM-Betrachtern ist weit verbreitet und auch mit funktionsreicher, kostenloser Software möglich.

Das Modul zur Unterstützung der Aufnahme von Einzelkanaldaten nach der Digitalisierung an den Ultraschallwandlerelementen („Single-Channel-Data“) ermöglicht den Zugang zu dem Messdaten vor Anwendung eines Beamforming-Algorithmus und erlaubt die Entwicklung eigener Beamforming-Techniken, die bereits durch Wahl einer Sendedelaysteuerung und -apodisierung beeinflussbar sind. Der Zugriff auf Messdaten an dieser Stelle der Signalverarbeitung erlangte in der letzten Zeit immer mehr Bedeutung, da alternative Verfahren zum Delay-and-Sum-Beamforming neue Bildgebungen wie die Optoakustik ermöglichten (siehe Kapitel 3.3.3). Der Umfang dieses Paketes umfasst neben dem freigeschalteten Zugang zu den Einzelkanalmessdaten eine Implementierung des herkömmlichen Delay-and-Sum-Beamforming-Algorithmus auf dem PC sowohl in der Online-Datenerfassung als auch in dem Offline-Analyseprogramm. Auf diese Weise kann eine Transformation der Kanaldaten zur Anzeige mit korrekter Geometrie und Ortsauflösung erstellt werden.

Ein weiteres Modul stellt das DiPhAS SDK („software development kit“) dar, mit dem es möglich ist auf Basis der Funktionalität des Softwareframeworks eigene Applikationen und Oberflächen zu entwickeln. Hierfür wird der Zugriff auf unverschlüsselte und dokumentierte Bibliotheken des kompilierten Quellcodes ermöglicht, mit denen die Funktionalitäten der Ein- und Ausgabe der unterschiedlichen Datenformate, Signalverarbeitung, Bildberechnungen wie Scankonvertierungen und Rekonstruktionen (2d-Kanaldaten, 3d-Volumenrekonstruktion) direkt genutzt werden können. Neben der Programmierung neuer Oberflächen ist hiermit eine Integration des digitalen Beamformers DiPhAS in eigene Produkte möglich. Unterstützt wird dies durch eine umfangreiche Dokumentation samt Beispielen für die Nutzung der Komponenten.

Die Möglichkeiten der Filterung von Messdaten wird durch das optionale „Closed-Loop Control“-Paket nochmals erweitert, dessen Funktionalität in einem früheren Kapitel detailliert erklärt wurde und die gesamte DiPhas-Forschungsplattform zu einem einzigartigen Werkzeug für die Entwicklung neuer Verfahren und Algorithmen macht.

Ein weiteres Modul zur Auswertung von Messdaten stellt das „Datawarehouse-Webinterface“ dar, das einen Zugriff auf Messdaten mittels Webbrowser ermöglicht. Dies erlaubt eine systemunabhängige Betrachtung und Analyse von Hochfrequenzmessungen auf beliebigen netzwerkfähigen Endgeräten. Realisiert wurde dieses Modul als serverbasierte Anwendung auf Basis von ASP.NET und der vorgestellten Softwarearchitektur, deren Portabilität und Flexibilität durch die Nutzung des .NET Frameworks hier erneut ausgenutzt werden konnte.

Für die Verarbeitung der gespeicherten Messdaten wurde eine Offline-Analysesoftware entwickelt (siehe Abbildung 7.6), die zusätzliche Filterfunktionen und Rekonstruktionen implementiert und die optimale Plattform für die Entwicklung neuer Signalverarbeitungen darstellt. Die Funktionalität umfasst neben der Anzeige gemessener Daten mit vielen einstellbaren Bildgebungsparametern den Import von systemfremden Hochfrequenz-Ultraschalldaten in weiteren Formaten und den Export der Messdaten in gängigen Standardformaten. Die integrierten Verarbeitungsfunktionen erlauben eine detaillierte Anzeige der gemessenen Daten, Vermessung von Strukturen, spektrale Analyse, Volumenrekonstruktion der Schichtdaten und Anwendung eigener Filterungstechniken. Hier ist ebenfalls das Plug-In-basierte Filtersystem verfügbar, das die Entwicklung und Test neuer Verfahren und Filter abseits der Beamformerhardware und mit reproduzierbarem Datenfluss ermöglicht. Die Software bietet den Zugriff und die Darstellung aller Parameter der Datenaufnahme und kann darüber hinaus auch zur Betrachtung und Analyse auf Laptops oder weiteren Computern installiert werden.

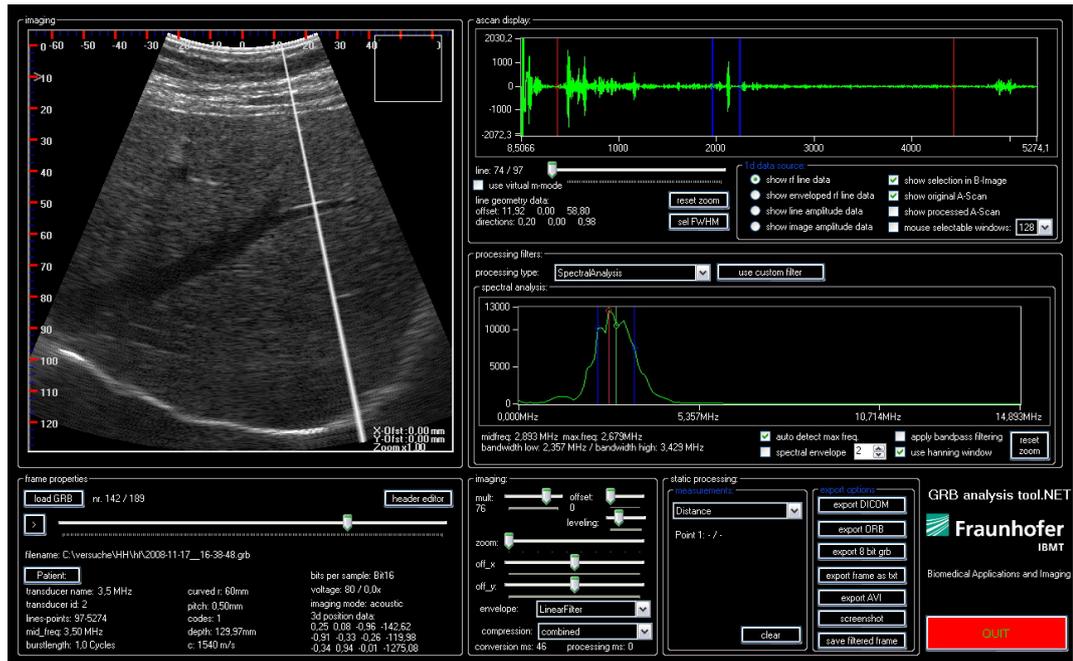


Abb. 7.6. Offline-Analyseprogramm zur Auswertung von Messungen, Entwicklung und Test von neuen Filteralgorithmen

Die Kommerzialisierung des Systems mit diesem modularen Aufbau der Softwarepakete verlangt die Umsetzung eines Lizenzierungskonzeptes, welches das Freischalten einzelner Funktionen zur Nutzung im Gesamtsystem reglementiert. Somit wird der Aufwand der Softwareanpassung für die Systeme einzelner Nutzer einzig durch Generierung von individuellen Lizenzschlüsseln sehr gering gehalten und ermöglicht ein Verteilen von Softwareupdates auf Basis eines gemeinsamen Quellcodes. Aus diesem Grunde wurde für das DiPhAS-System ein Lizenzierungsalgorithmus entworfen, der auf Basis von asymmetrischer Verschlüsselung die Funktionalitäten in der Datenaufnahme und Verarbeitung einzeln auf unbegrenzte Dauer oder für einen eingeschränkten Testzeitraum freischalten und sperren kann. Genutzt wird hierzu eine eindeutige Identifikation der einzelnen Computer („GUID: global unique identifier“) zusammen mit einer Feature-Identifikationsnummer und dem privaten Lizenzierungsschlüssel, um eine Passphrase zu erstellen. Diese kann im laufenden System mit dem öffentlichen Teil der asymmetrischen Verschlüsselung die einzelnen Funktionen über ihre Identifikationsnummern freischalten. Eine Aktualisierung der gerätesteuernden Software oder der Auswertalgorithmik kann somit parallel für mehrere Kunden gleichzeitig vorgenommen werden, auch wenn diese unterschiedliche Funktionalitäten mit dem Forschungssystem gewählt haben.

Mit all diesen Komponenten ließ sich basierend auf der Gerätesteuerung des DiPhAS-Hardwaresystems eine Ultraschallforschungsplattform mit freier Steuerung des Ablaufs und Zugriff inklusive Filterung der Messdaten in ein Online-System und umfassender Offline-Verarbeitung realisieren, die nun für Forschungsgruppen und Produktentwicklungen zur Verfügung steht.

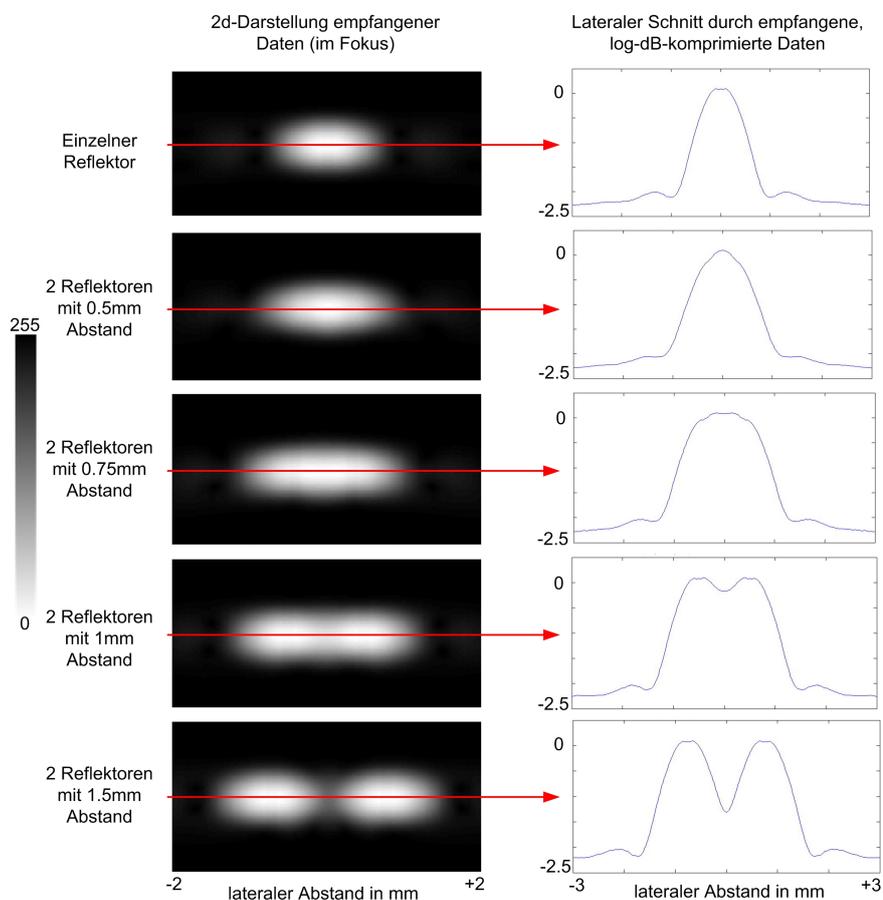


## Experimentelle Validierung

Neben der Konzeption und Implementierung der Forschungsplattform wurden die konkreten Umsetzungen experimentell validiert. Hierbei wurden Ultraschalldruckverteilungen dreidimensional simuliert und gemessen, um die Auswirkungen der Schallformung durch die Ultraschallhardware zu charakterisieren. Die Abbildungsfunktion des Messsystems selbst wurde in Form der „Point-Spread-Function“ gemessen und ein Modell mit Referenz-PSF's für die präsentierte komplexe 3d-Volumenrekonstruktion erstellt. Der Test der komplexen Volumenrekonstruktion wird an Phantomen durchgeführt, die Berechnungsgeschwindigkeit und ihre Optimierungen erfasst und ausgewertet. Der Aufbau und der Einsatz der Forschungsplattform im klinischen Umfeld nach Zulassung eines konkreten Systems als Medizinprodukt für die Diagnose und Therapiekontrolle von Lebertumoren schließt dieses Kapitel mit den Erfahrungen der Ärzte während des Einsatzes des „SonoPilot thermo“-Gesamtsystems am Patienten.

## 8.1 Charakterisierung der Ortsauflösung

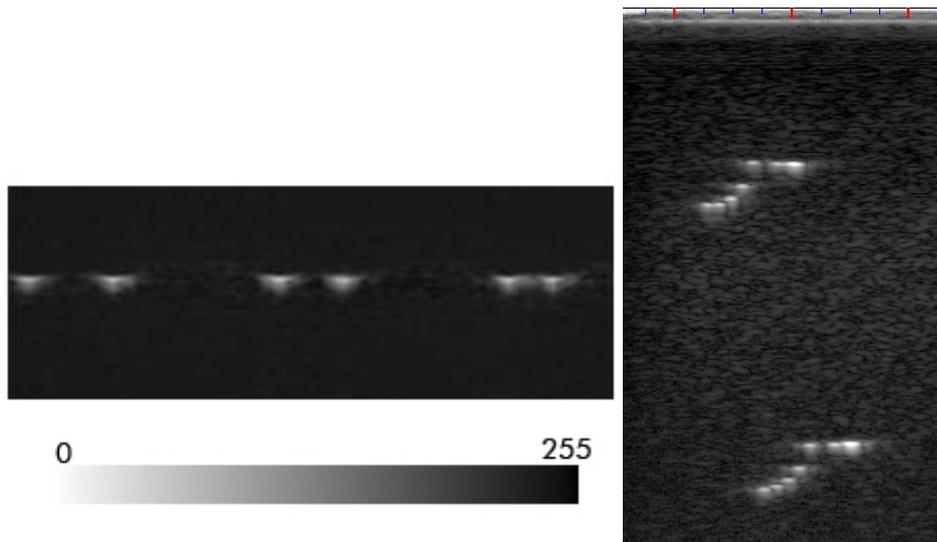
Um das Auflösungsvermögen eines Systems zu bestimmen wird der minimale Abstand noch zu unterscheidender Strukturen bestimmt. Abbildung 8.1 zeigt beispielhaft die Simulation eines bzw. mehrerer Punktreflectoren in einer Entfernung von 30 mm von einem Ultraschallwandler mit einer aktiven Apertur von 32 Elementen (Größe 0,3 mm) und der Nutzung eines Anregungspulses von 5 MHz. Die abgebildeten zweidimensionalen Darstellungen einer Bildgebung der Zielregion um den Fokus und die dazugehörigen lateralen Plots daneben zeigen eine zuverlässige Differenzierung zweier nebeneinander liegender Targets ab einem Abstand von mehr als 1,5 mm. Durch Nutzung der Approximation 5.2 (siehe Kapitel 5.1) lässt sich ein laterales Auflösungsvermögen von 1,8 mm abschätzen.



**Abb. 8.1.** Simulation der Ultraschallabbildung (links) benachbarter Punktreflectoren im Fokus mit unterschiedlichen lateralen Abständen (0,5 mm, 0,75 mm, 1 mm, 1,5 mm, von oben nach unten) und lateraler Schnitt durch das Maximum (rechts) bei Nutzung eines linearen Ultraschallwandlers mit 5 MHz Mittenfrequenz und 0,3 mm Elementabstand bei Pulsanregung

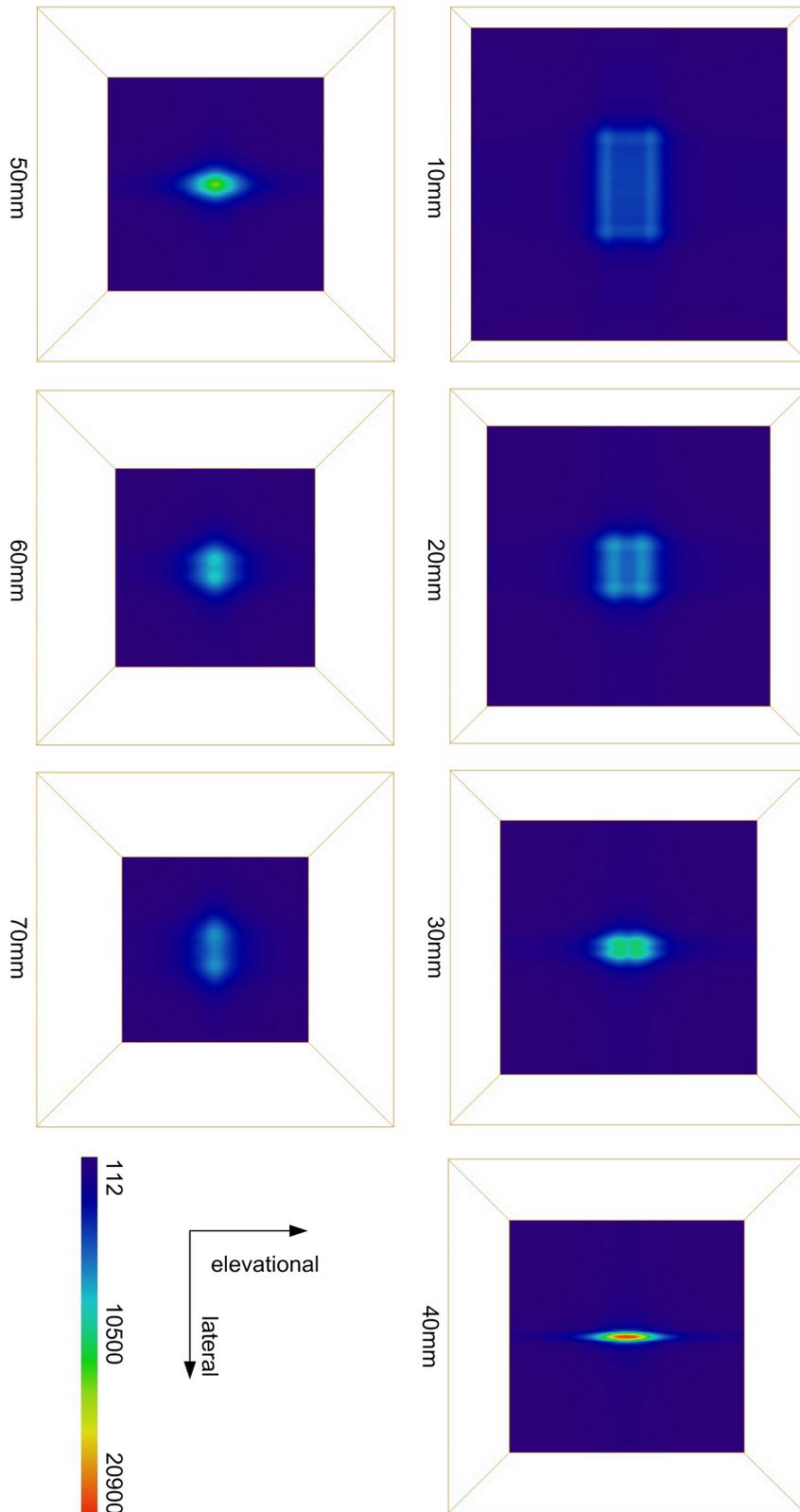
Mit der umgesetzten Forschungsplattform als Messsystem wird das Auflösungsvermögen an Phantomen getestet, die aus nahe nebeneinander liegenden Fäden bestehen. Abbildung 8.2 zeigt links die Abbildung von Fäden mit geringer werdenden Abständen, bei dem Fäden mit Abständen von 1 mm mit einem 64-kanaligen Messsystem und einem Ultraschallwandler mit 7 MHz Mitten- und Anregungsfrequenz im Wasserbad ohne zusätzliche Streuer noch aufgelöst werden können. Die

Auflösungsgrenze liegt hierbei nach Approximation 5.2 bei 0,7 mm. Rechts daneben ist ein Schnitt durch ein gewebesimulierendes, kommerzielles Phantom dargestellt, in dem sich Strukturen sowohl zur Bestimmung der axialen als auch zur lateralen Auflösung befinden. Hier erkennt man, dass die Unterscheidung der 1 mm entfernten lateralen Reflektoren bei 5 MHz Anregungsfrequenz nur erschwert möglich ist. Axial ist diese Unterscheidung jedoch leicht zu treffen und auch bei Nutzung der Approximation für die axiale Auflösung erhält man eine Auflösungsgrenze von weniger als einem Drittel Millimeter.

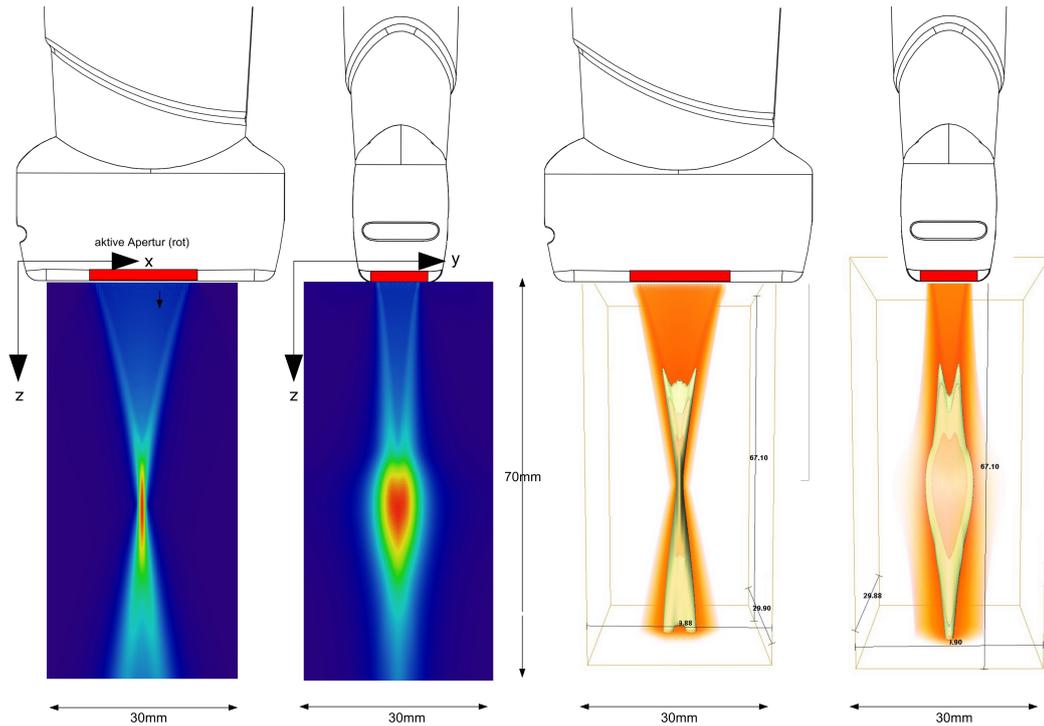


**Abb. 8.2.** Ultraschallbild (7 MHz, linear) von Nylonfäden ( $100\ \mu\text{m}$  Durchmesser) mit Abständen: 3mm, 2mm, 1mm (von links nach rechts) (links), Ultraschallbildgebung axialer Auflösungsphantom-Strukturen (rechts)

Neben einer Messung am Phantom wurde die Schalldruckverteilung mit typischen Bildgebungseinstellungen charakterisiert, da die Schalldruckverteilung für die in der Freihand-3d-Bildgebung wichtige Schichtdickenauflösung und somit elevationalen Auflösung verantwortlich ist. Typischerweise sind die Fokussierungseigenschaften der Ultraschallwandler der zweidimensionalen Bildgebung innerhalb der Abbildungsebene sehr gut (siehe Abbildung 8.4, 1. Abb. links), jedoch zeigt die Simulation eines Sagittalschnittes senkrecht hierzu (Y-Z, siehe Abbildung 8.4, 2. von links) eine große und somit schlechte elevationale Ausdehnung der Schalldruckverteilung gerade im Fokusbereich. Dies lässt sich bei einer Simulation des vollständigen Volumens unterhalb des Ultraschallwandlers genauer charakterisieren (Abbildungen 8.4, 3. und 4. von links), so dass eine detailliertere Untersuchung der Einflüsse einer schlechten elevationalen Fokussierung auf die Aufnahme mittels Freihand-3d-Rekonstruktion notwendig erscheint. Abbildung 8.3 zeigt Transversalschnitte durch die simulierte Ultraschalldruckverteilung in konstanten Abständen und verdeutlicht nochmals die schlechte elevationale Fokussierung im guten lateralen Schichtfokus des linearen Ultraschallarrays.



**Abb. 8.3.** Transversalschnitte (40x40mm) in Zentimeterabständen durch simulierte 3d-Schalldruckverteilung eines 5 MHz linear Ultraschallwandlers mit elektronischer Fokussierung auf 40 mm, Apertur mit 32 Elementen mit Elementabstand 0,3 mm

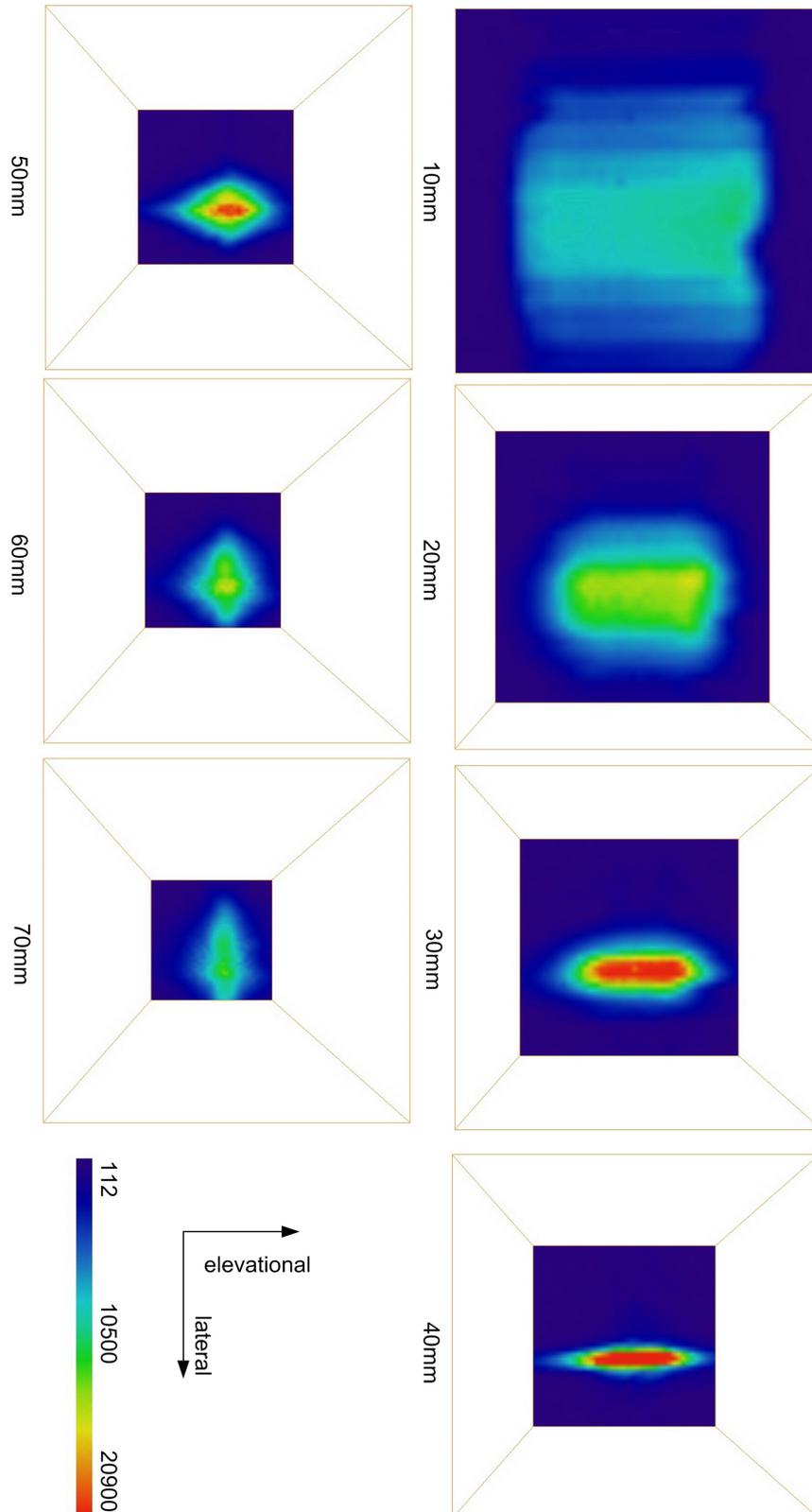


**Abb. 8.4.** Simulation der Schalldruckverteilung eines 5 MHz-linear-Ultraschallwandlers, elektronische Fokussierung bei 40 mm, Apertur mit 32 Elementen (0,3 mm Abstand): v.l.n.r: Frontalschnitt (X-Z), Frontalansicht (X-Z), Sagittalschnitt (Y-Z), Frontalansicht 3d, Sagittalansicht 3d (rotes Volumen 0db bis -3 db, gelbes Volumen -3 db bis -6 db, oranges Volumen -6 db bis -10 db)

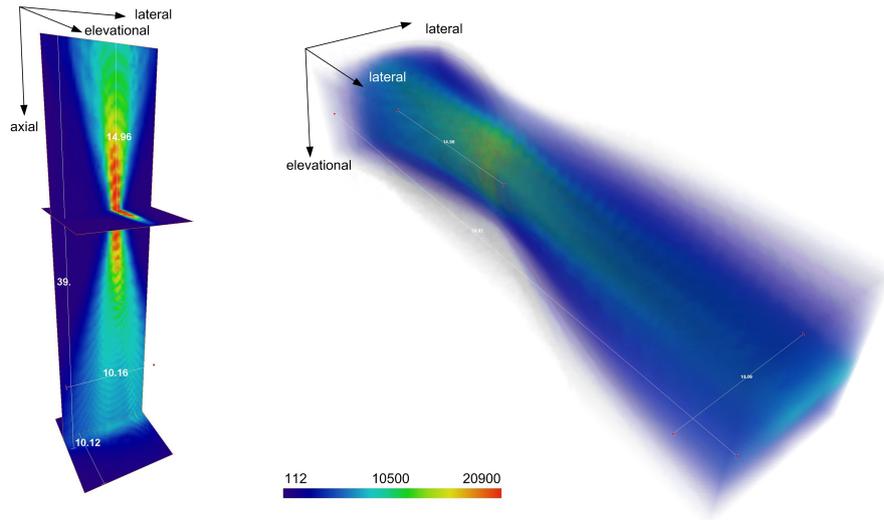
Neben der Simulation wurde die Schalldruckverteilung orts aufgelöst gemessen, um die Umsetzung der Forschungsplattform mit den Parametern der Simulation zu vergleichen. Abbildung 8.5 zeigt einen Aufbau zur automatisierten Positionierung eines Ultraschallwandlers und einen zusätzlichen Digitalisierungs- und Auswertungsmessplatz. Ausgelöst wird die Digitalisierung durch den Trigger-Ausgang des Mehrkanalbeamformers, der den Ultraschallwandler mit der gewünschten Puls-Anregung einer festen Wandlerelementeapertur und Fokussierung in nur einer konstanten Messlinie ansteuert. Auf diese Weise wird die dreidimensionale Schallwellenausbreitung in Abhängigkeit von der Zeit (insgesamt also vierdimensional) gemessen, so dass die maximalen Schalldrücke in Abhängigkeit von der Position ermittelt werden können.



**Abb. 8.5.** Messplatz für Schalldruckverteilung (Quelle: IBMT)



**Abb. 8.6.** Maximaler Schalldruck im gemessenen Ultraschallfeld: Transversalschnitte (40x40mm, X-Y) in konstanten axialen Abständen vom Ultraschallwandler entfernt



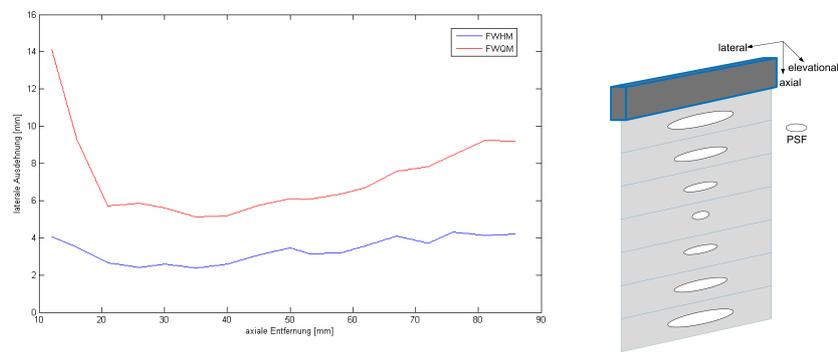
**Abb. 8.7.** Maximaler Schalldruck im gemessenen Ultraschallfeld zu jeder Volumenposition in Schichtdarstellung (links) und Volumendarstellung (rechts)

Abbildung 8.6 zeigt den gemessenen maximalen Schalldruck in mehreren jeweils konstanten axialen Abständen unter dem Ultraschallwandler, während Abbildung 8.7 exemplarisch die maximale Schalldruckamplitude zu jeder Position unterhalb des vorher simulierten Ultraschallwandlers darstellt. Das Wissen über die Schalldruckverteilung in 3d kann für die Bestimmung der Schichtdickenauflösung genutzt werden, jedoch benötigt man für eine algorithmische Verbesserung der Auflösung ein genaueres Wissen über die Abbildungseigenschaft des Systems. Hierfür erfolgt die Charakterisierung durch Vermessung der PSF in der zweidimensionalen Ultraschallbildgebung in unterschiedlichen Tiefen, wobei die laterale Position bei gleicher Digitalisierungskanalgüte des Beamformers als irrelevant angesehen werden kann, solange die volle Apertur zum Senden und Empfangen der Schallwellen genutzt wird. Bei Nutzung eines gekrümmten („curved“) Ultraschallwandlers oder Nutzung der Schallschwenkung („phased“) erhält man die PSF an unterschiedlichen lateralen Positionen auch in unterschiedlichen Winkeln, was es zusätzlich zu kompensieren gilt. Die Ausdehnung des Punktantwortbildes ändert sich jedoch nur über die Tiefe, da sich die Schalldruckverteilung der einzelnen zur Aufnahme genutzten Linienmessungen bei lateraler Durchschaltung der Apertur, gleicher Elementanregung (Beamforming) und Elementsensitivitäten nicht ändert.

Abbildung 8.8 zeigt eine Vermessung der Faktoren FWHM („full width half maximum“) und FWQM („full width quarter maximum“), die den Abstand des Abfalls der lateralen Amplitude der Abbildung des Punktrefektors auf die Hälfte bzw. ein Viertel der Maximalamplitude nach links bzw. rechts berechnen. Die Vermessung der Punktrefektoren in unterschiedlichen Tiefen zeigt eine geringste Ausdehnung dieser beider Faktoren in Fokustiefe der Schalldruckverteilung, was aufgrund der scharfen Fokussierung in dieser Ebene auch an dieser Stelle zu erwarten war (siehe Abbildung 8.9, links). Davon ausgehend kann man ein vereinfachtes Modell der abbildenden PSF-Form auf Basis von Ellipsen approximieren (siehe Abbildung 8.9, rechts).



**Abb. 8.8.** Messung der Punktverwaschfunktion (PSF) in der 2d-Ultraschallschicht (Bild) anhand normierter FWHM (blau) und FWQM (rot), bezogen auf Darstellungamplitudenintensität

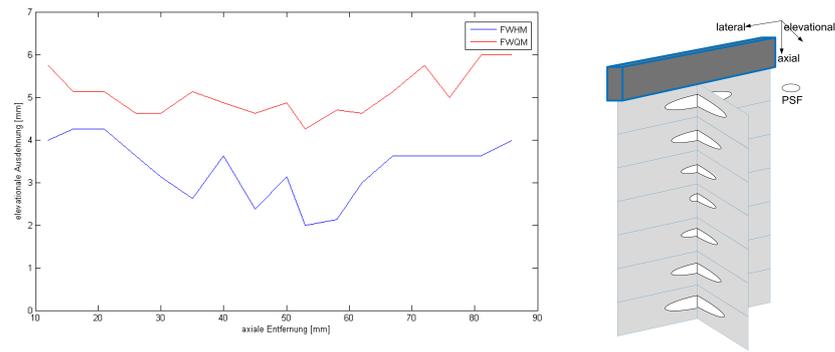


**Abb. 8.9.** Gemessene Tiefenabhängigkeit der Punktverwaschfunktion PSF in der Ultraschallschicht (links), Modell der Tiefenabhängigkeit (rechts)

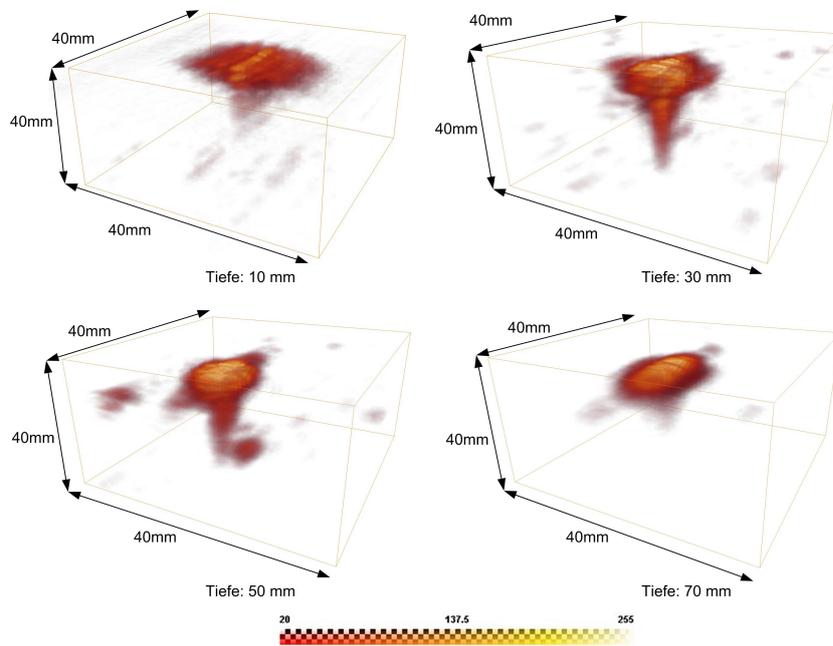
Neben der zweidimensionalen Vermessung der Punktabbildungsgröße in der Messebene ist es sinnvoll die PSF-Ausdehnung für die Freihand-3d-Rekonstruktion auch dreidimensional zu charakterisieren, da vor allem die schlechte elevationale Fokussierung zu Artefakten führen kann. Ermöglicht wird dies durch die Positionserfassung der Schichtmessungen während (bestenfalls mechanisch automatisiertem) Verfahren des Ultraschallwandlers über den Punktrefektor und anschließender positionsbasierter Rekonstruktion in Software.

Abbildung 8.10 zeigt links die gemessene PSF-Ausdehnung in elevationaler Richtung senkrecht zur Abbildungsebene und verdeutlicht mit der großen Ausdehnung die schlechte Schichtdickenauflösung eines (Lineararray-)Ultraschallwandlers der zweidimensionalen Bildgebung. Rechts daneben ist die Erweiterung des approximierenden Modells zu sehen, das die PSF über die Tiefe durch Ellipsoide annähert, deren elevationale Ausdehnung fast konstant und durchweg schlechter als die laterale Ausdehnung ist.

Wie man in den Messungen erkennen kann, gibt es einen Zusammenhang zwischen der Form der Schalldruckverteilung in einer Tiefe und der Größe der Punktverwaschfunktion, da die Ausdehnung des Schallfeldes einer Tiefe die Umgebung angibt, die durch die mechanische Welle erreicht und somit auch Reflektionen der mechanischen Welle für einen Punkt erfasst werden können. Auf diese Weise bestimmt die Fokussierung des Schallfeldes die Größe der einzelnen PSF.



**Abb. 8.10.** Gemessene Tiefenabhängigkeit der elevationalen Komponente der Punktverwaschfunktion PSF in der Ultraschallschicht (links), 3d-Modell der Tiefen-abhängigkeit (rechts)



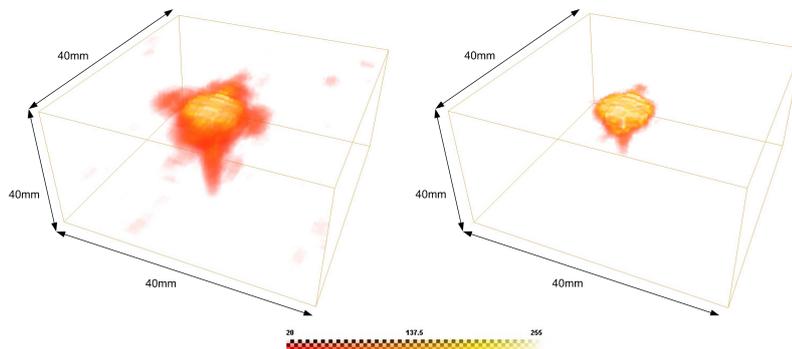
**Abb. 8.11.** Vermessene PSFs als Referenzen für unterschiedliche Tiefen

Abbildung 8.11 zeigt exemplarisch PSFs, die durch die Abbildungen von Punktrefektoren in unterschiedlichen Tiefen vermessen wurden. Für jede Kombination aus Ultraschallwandler und Systemparameter der Bildgebung ist es möglich, einen Satz von Referenz-Punktverwaschfunktionen über mehrere Messungen zu ermitteln, die charakteristisch für die Signaldegeneration sind und für eine algorithmische Verbesserung der Auflösung zugrundegelegt werden können.

## 8.2 Volumenrekonstruktionen

Mit dem Wissen über die lokale positionsabhängige Ausdehnung eines Punktrefektors in der Abbildung durch das Ultraschallsystem kann diese Signaldegeneration in der komplexen Rekonstruktion berücksichtigt werden. Die Rekonstruktion der Ultraschallvolumendaten erfolgt hier durch

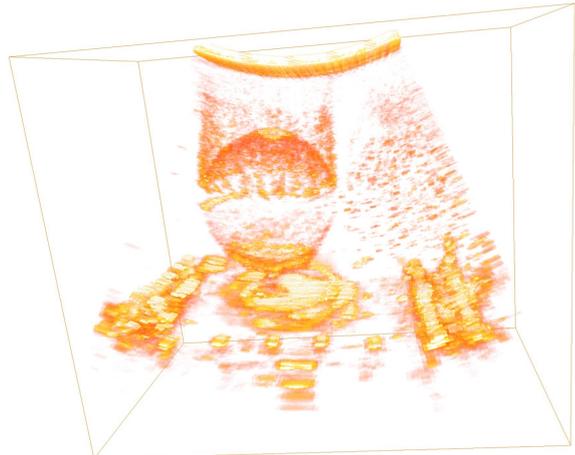
Freihand-3d-Rekonstruktion vieler Schichtmessungen des DiPhAS-Systems in Kombination mit einer optischen Positionserfassung der Firma Northern Digital Inc. Als Messobjekte wurden sowohl die Strukturen von kommerziellen Ultraschallqualitätsphantomen, individuelle Testaufbauten, als auch in-vivo-Messungen der Leber durchgeführt. Zum Test der Dekonvolution durch komplexe Volumenrekonstruktion auf Basis der Untersuchungen der „Point-Spread-Funktion“ wurden die Entfaltungen zuerst auf Messungen einzelner Punktrefektoren angewendet. Abbildung 8.12 zeigt links die ohne Beachtung der PSF durchgeführte geometriebasierte Volumenrekonstruktion, wie sie zur Referenz-PSF-Messung durchgeführt wurde. Durch Berücksichtigung des PSF-Modells in der komplexen Volumenrekonstruktion um dem Faktor („deconvF“) 0.5 (siehe Kapitel 6.1) erhält man eine örtlich nicht so stark ausgedehnte Abbildung der PSF mit besserer Ortsauflösung und SNR (siehe Abbildung 8.12, rechts).



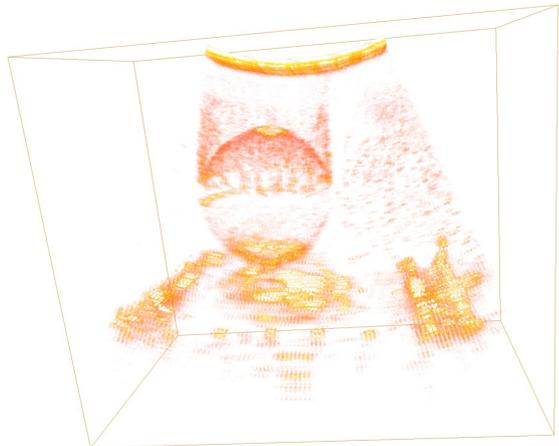
**Abb. 8.12.** geometriebasierte Rekonstruktion einer Punktantwort (links), komplexe Rekonstruktion einer Punktantwort (rechts)

Der Einsatz der komplexen Volumenrekonstruktion an einer Aufnahme einer Kugel im Wasserbad mit Umströmung von Luftblasen zeigt den Einfluss der Wahl des Dekonvolutionsgewichtungsfaktors. Dieses Phantom dient neben der Überprüfung der Mess- und Darstellungsgeometrie auch als Phantom mit sich schnell bewegenden Strukturen (Luftblasen), die bei Freihand-3d-Aufnahmen durch die Dauer der überstreichenden Bewegung des Ultraschallwandlers sehr schnell Bewegungsartefakte aufzeigen. Bei Messungen mit schneller Wandlerbewegung über die Kugel kommt es hierbei zu wenigen Bewegungsartefakten aufsteigender Luftbläschen, was jedoch durch eine verminderte Zahl aufgenommener Schichtdaten höhere Anforderungen an den Volumenrekonstruktionsalgorithmus stellt, um Fehlstellen im Volumen zu vermeiden. Abbildung 8.13 zeigt das Ergebnis unterschiedlicher Rekonstruktionen des umströmten Kugelphantoms. Die geometriebasierte Rekonstruktion (obere Abbildung) zeigt stark ausgedehnte Strukturen an den Grenzschichten, kann jedoch bereits durch eine Nachbarschaftsinterpolation Fehlstellen innerhalb des Volumens vermeiden. Die Anwendung der komplexen Volumenrekonstruktion mit einer starken Gewichtung der PSF-Entfaltung (hier: 0.7, mittlere Abbildung) erreicht eine Ausdünnung der Grenzschichtsignale, wobei jedoch bereits unerwünschte Unterbrechungen von in Realität zusammenhängender Strukturen fehlerhaft rekonstruiert werden. Eine Reduktion der Gewichtung der Entfaltung auf 0.5 mindert den ungewünschten Effekt der Unterbrechung zusammenhängender Ultraschallechos (untere Abbildung) und zeigt noch eine auflösungsverbessere Wirkung im Vergleich zur geometriebasierten simplen Volumenrekonstruktion.

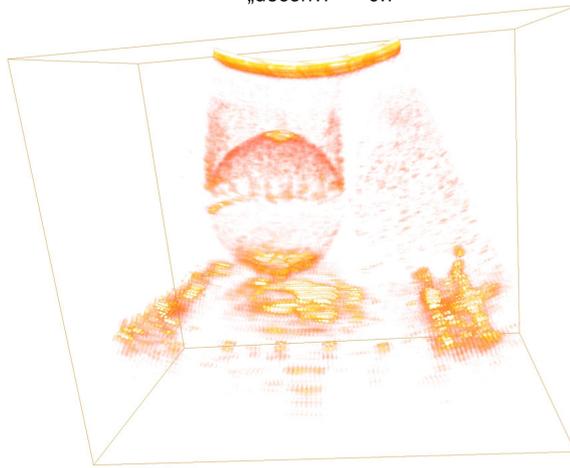
Um den Einsatz der komplexen Volumenrekonstruktion während Untersuchungen und Eingriffen abzuwägen muss im Folgenden die Berechnungsgeschwindigkeit untersucht werden.



Volumenrekonstruktion ohne Dekonvolution



Volumenrekonstruktion mit Dekonvolution  
„deconvF“ = 0.7



Volumenrekonstruktion mit Dekonvolution  
„deconvF“ = 0.5



**Abb. 8.13.** komplexe Volumenrekonstruktion der Kugel mit Blasen: simple Volumenrekonstruktion zum Vergleich (oben links), komplexe Rekonstruktion mit starker Gewichtung der PSF (oben rechts), komplexe Rekonstruktion mit geringerer Gewichtung der PSF (unten links)

### 8.3 Berechnungsleistungsfähigkeit der Forschungsplattform

Die Messung der Rekonstruktionsgeschwindigkeit unterschiedlicher Optimierungen und Architekturen wurde durch Rekonstruktion eines Phantomschichtdatensatzes mit 127 Schichten zu je 97 Hochfrequenzlinien mit jeweils 3652 Messpunkten durchgeführt, der sich über ein physikalisches Volumen von 120 x 33 x 98 mm erstreckt. Die Aufnahmedauer beträgt für diese typischen Messdaten- und Volumengrößen je nach Positionserfassungssystem zwischen 2 und 6 Sekunden. Die Aufnahme von Ultraschallschichtdaten mit dem DiPhAS-Forschungssystem bietet typischerweise eine Wiederholrate von 40 Hz und kann bei geringen Tiefen (circa 40mm) mit bis zu 80 Hz Schichtdatensätze erfassen.

Für die Rekonstruktionsberechnungen wurde herkömmliche Computerhardware genutzt, die üblicherweise in der DiPhAS-Ultraschallbeamformerhardware eingesetzt wird. Verglichen wird die Geschwindigkeit eines Intel Pentium 4 640 (3.2GHz), Intel Core2Duo T8100 (2 Kerne zu je 2.1 GHz), Intel Core2Quad Q9000 (4 Kerne zu je 2 GHz) mit der Berechnung durch Grafikkartenhardware NVidia GTX 260 unter Nutzung des hochparallelen CUDA-Frameworks und der 192 Streaming-Prozessoren dieser Grafikkarte. Die Variation der Volumenauflösung kann einfach und linear durch Variation der Voxelgröße in Millimetern pro Voxel vorgenommen werden, so dass die Rekonstruktionen in unterschiedlichen Auflösungen durchgeführt werden können. Auf diese Weise kann bei feineren Volumenaufösungen die tatsächliche Berechnungsdauer einer Rekonstruktion besser bestimmt werden, da die benötigten Speichertransfers der Ausgangsdaten und Zielvolumina einen geringeren Anteil der Gesamtlaufzeit ausmachen. Neben der gemessenen Berechnungsdauer wird in den folgenden Tabellen zusätzlich der rekonstruierte Voxeldurchsatz pro Sekunde (in kVo/s = 1000 Voxel pro Sekunde) ermittelt.

Auflösung: per mm, gesamt	Voxel Voxel	Pentium 4 640, 3.2 GHz	Core2Duo T8100, 2x2.1 GHz	Core2Quad Q9000, 4x2 GHz	NVidia GTX 260 GPU
1, 120x32x97 = 372.480		28.8 [s] 12.9 [kVo/s]	6.8 [s] 54.8 [kVo/s]	2.9 [s] 128.4 [kVo/s]	1.0 [s] 372.5 [kVo/s]
2, 240x65x195 = 3.042.000		210 [s] 14.5 [kVo/s]	47.8 [s] 63.7 [kVo/s]	16.4 [s] 185.5 [kVo/s]	1.1 [s] 2765.5 [kVo/s]
3, 360x98x292 = 10.301.760		728.1 [s] 14.1 [kVo/s]	163.4 [s] 63.0 [kVo/s]	48.6 [s] 212.0 [kVo/s]	1.3 [s] 7924.4 [kVo/s]
4, 480x131x390 = 24.523.200		- [s] -[kVo/s]	382.2 [s] 64.2 [kVo/s]	125.2 [s] 195.8 [kVo/s]	1.7 [s] 14425.4 [kVo/s]
5, 600x163x487 = 47.628.600		- [s] -[kVo/s]	748.1 [s] 63.7 [kVo/s]	259.3 [s] 183.7 [kVo/s]	2.65 [s] 17973 [kVo/s]
6, 720x196x585 = 82.555.200		- [s] -[kVo/s]	- [s] -[kVo/s]	- [s] -[kVo/s]	3.6 [s] 22932 [kVo/s]
8, 960x262x780 =196.185.600		- [s] -[kVo/s]	- [s] -[kVo/s]	- [s] -[kVo/s]	6.55 [s] 29952 [kVo/s]

**Tabelle 8.1.** Volumenrekonstruktionsgeschwindigkeiten ohne Nutzung des „linear Sweep constraints“

Die Rekonstruktion von arbiträren Schichtdaten kann nur ohne Nutzung des „linear sweep constraint“ erfolgen (siehe Kapitel 6.3.1), da für komplett freie Schichtdatenordnung keine Optimierung in der Suche der nächstgelegenen Schicht genutzt werden kann. Tabelle 8.1 zeigt die Laufzeiten der unterschiedlichen PC-Systeme für Volumengrößen von knapp 400.000 bis zu circa 200 Millionen Voxel und somit einer Volumenauflösung von 1 mm bis hin zu 125  $\mu\text{m}$  Voxelkantenlänge.

Die Beschleunigung der Rekonstruktion durch Annahme wohlsortierter Schichtdaten und die Nutzung des „linear sweep constraint“ beschleunigt die Berechnung, wie in Tabelle 8.2 zu sehen ist. Bei der Portierung des Rekonstruktionsprogrammcodes auf Grafikkhardware wurde auf die Optimierung des „linear sweep constraint“ verzichtet, da Rekonstruktion ohne diese Zusatzannahme bereits eine mehr als ausreichende Geschwindigkeit geboten hat und diese Optimierung bei Freihand-3d-Aufnahmen zu Fehlern aufgrund nichtkonstanter Bewegung in nur eine Richtung führen kann.

Auflösung: per mm, gesamt	Voxel Voxel	Pentium 4 640, 3.2 GHz	Core2Duo T8100, 2x2.1 GHz	Core2Quad Q9000, 4x2 GHz	CoreQuad Q9000, 1x2 GHz
1, 120x32x97 = 372.480		8.6 [s] 43.3 [kVo/s]	3.2 [s] 116.4 [kVo/s]	2.0 [s] 186.2 [kVo/s]	4.5 [s] 82.8 [kVo/s]
2, 240x65x195 = 3.042.000		62.9 [s] 48.3 [kVo/s]	19.7 [s] 154.4 [kVo/s]	11.5 [s] 264.5 [kVo/s]	30.9 [s] 98.4 [kVo/s]
3, 360x98x292 = 10.301.760		211.6 [s] 48.7 [kVo/s]	64.6 [s] 159.4 [kVo/s]	29.0 [s] 355.2 [kVo/s]	102.3 [s] 100.7 [kVo/s]
4, 480x131x390 = 24.523.200		527.5 [s] 46.5 [kVo/s]	154.5 [s] 158.7 [kVo/s]	76.4 [s] 321.0 [kVo/s]	245.6 [s] 99.9 [kVo/s]
5, 600x163x487 = 47.628.600		1012.8 [s] 47.0 [kVo/s]	296.2 [s] 160.8 [kVo/s]	148.8 [s] 320.1 [kVo/s]	479.7 99.3 [kVo/s]
6, 720x196x585 = 82.555.200		- [s] - [kVo/s]	- [s] - [kVo/s]	260.4 [s] 317.0 [kVo/s]	- [s] - [kVo/s]
8, 960x262x780 = 196.185.600		- [s] - [kVo/s]	- [s] - [kVo/s]	622.0 [s] 315.4 [kVo/s]	- [s] - [kVo/s]

**Tabelle 8.2.** Volumenrekonstruktionsgeschwindigkeiten mit Nutzung des „linear Sweep constraints“

Auf Basis der Berechnungsgeschwindigkeiten in den Tabellen erkennt man schnell den massiven Vorteil der Parallelisierung in der Rekonstruktionsberechnung. Das Vierkern-Prozessorsystem erfährt eine mittlere Beschleunigung der Berechnung um den Faktor 3.2 bei paralleler Nutzung aller verfügbaren Rechenwerke des Prozessors gegenüber der simplen sequentiellen Abarbeitung auf Basis von nur einem Rechenkern. Der Zweikernprozessor Core2Duo T8100 erreicht eine circa halb so schnelle Rekonstruktionsgeschwindigkeit gegenüber dem Vierkernsystem mit Nutzung aller Rechenwerke bei ähnlicher Taktung jeder einzelner Recheneinheit. Die Mehrkernsysteme erreichen auch eine um 50% bis 100% höhere Geschwindigkeit pro Kern im Vergleich zu dem älteren Einkernsystem Intel Pentium 4 640, obwohl dessen Kerntakt mit 3.2 GHz etwa 50 % schneller gegenüber den Mehrkernprozessoren getaktet ist. Dies liegt in der Speicherarchitektur der neueren Mehrkernprozessoren begründet, da der lokale und schnelle Speicher des Prozessors (hier: Level-3 Cache) bei den Mehrkernmodellen auch dreifach üppiger ausfällt als bei dem älteren Einkernmodell und die Volumenrekonstruktion starken Gebrauch von Speicherzugriffen auf vorhandene Messdaten macht. Somit muss bei mehr verfügbarem CPU-Speicher viel seltener auf den im Vergleich langsamen Hauptspeicher zurückgegriffen werden.

Die Parallelisierung der Algorithmen auf die einzelnen Hauptprozessoren des Computers zeigt einen Geschwindigkeitsgewinn von annähernd der Kernzahl. Die theoretische Rechenleistung des hier schnellsten genutzten Prozessors Core2Quad Q9000 ist durch seine 4 Fließkommaoperationen pro Zyklus und Prozessorkern definiert, so dass man eine theoretische maximale Rechenleistung von (4 Operationen \* 4 Kerne) FLOPS \* Taktrate (hier: 2 GHz) = 16 FLOPS \* 2.000.000.000 Hz = 32.000.000.000 FLOPS/Sekunde = 32 GFLOPS (Giga-Flops) erhält. Betrachtet man jedoch eine massive Parallelisierung durch Nutzung der Grafikkartenhardware, so verspricht dies einen

enormen Geschwindigkeitsgewinn, da die nominelle Fließkommarechenleistung beispielsweise des NVidia-Grafikchip GTX260 durch den Hersteller mit 715 GFLOPS angegeben wird, was hier eine direkte Beschleunigung um den Faktor 22 impliziert. Hierbei kann die hohe Parallelisierung durch die 192 Streaming Prozessoren mit einer Geschwindigkeit von jeweils 1242 MHz von der schnellen Anbindung an den internen und mit knapp 900 MByte üppigen Speicher profitieren, da dieser mit einer im Vergleich zum PC-Speicher doppelten Taktrate von 1998 MHz betrieben wird. Durch die hohe Zahl an Speicherzugriffen erzielt man somit eine effektive Rekonstruktionsgeschwindigkeit der GPU, die annähernd 100-fach schneller ist als eine Rekonstruktion auf einem aktuellen Vierkernprozessor der Firma Intel.

Die Integration einer leistungsfähigen Grafikhardware in ein Ultraschallforschungsgesamtsystem erlaubt die Nutzung der GPU als Coprozessor auch in anderen Anwendungen. Auf gleiche Weise wurde die Rekonstruktion von Ultraschalldaten zur zweidimensionalen Bildgebung in Scankonvertierung (siehe Kapitel 3.3.2) und Einzelkanaldatenrekonstruktion (siehe Kapitel 3.3.3) beschleunigt. In der Berechnung der Scankonvertierung konnte die durchschnittliche Rekonstruktionsdauer von 36.4 ms (auf Intel CPU Pentium 4 640) auf 9.6 ms (auf GPU NVidia GTX260) verkürzt werden. Dies entspricht einer Beschleunigung circa um den Faktor 3.8, was weit hinter der Beschleunigung der 3d-Rekonstruktion zurück bleibt und durch die hohe Zahl der Speicherzugriffe und geringe Zahl von arithmetischen Operationen bedingt ist. Die Rekonstruktion von Einzelkanaldaten aus 128 Hardware-Empfangskanälen durch Software-Beamforming erfährt hingegen eine Beschleunigung um den Faktor 78 (54.3 ms GPU im Vergleich zu 4248 ms CPU) bei Nutzung einer Apertur von 128 Elementen bzw. eine Beschleunigung um den Faktor 46 (25.7 ms GPU im Vergleich zu 1181.8 ms CPU) bei Nutzung einer Apertur von 32 Elementen. Diesen Geschwindigkeitsgewinn erzielt man durch die gleichmäßige Auslastung der parallel arbeitenden Rechenwerke der GPU während der vielen Summationen und Multiplikationen des Delay-and-Sum-Algorithmus bei Nutzung einer Apodisierung.

## 8.4 Medizinprodukt SonoPilot thermo

Mit dem Forschungssystem und seinen Funktionen der dreidimensionalen Ultraschallbildgebung als Entwicklungsgrundlage für neue Verfahren wurde mit dem „SonoPilot thermo“-Gesamtsystem ein Medizinprodukt für den klinischen Einsatz am Patienten umgesetzt.

### 8.4.1 Konzept und Aufbau

Der SonoPilot-thermo ist ein Ultraschall-basiertes Navigations- und Therapiekontrollsystem für die Diagnose, Planung und das Monitoring der interstitiellen Thermotherapie (ITT). Das System besteht aus der hier vorgestellten Forschungsplattform, einem optischen Positionserfassungssystem und einem PC, die in einen mobilen Gerätewagen integriert sind. Das System stellt eine kostengünstige, nichtinvasive und echtzeitfähige Alternative zu CT oder MRT dar und kann mit verschiedenen Therapiesystemen (Laser, RF, HIFU) gekoppelt werden.

Der „SonoPilot thermo“ unterstützt die Punktionsführung von Applikatoren in die Leber durch ein Navigationsmodul zur Darstellung der örtlichen Positionierung und Lage der Werkzeuge - sowohl Ultraschallwandler als auch Applikatoren - in einer 3d-Ansicht. Die Planung des Einstichkanals der Applikatoren kann somit dreidimensional erfolgen und eine Punktionsführung außerhalb der Ultraschallebene ermöglichen. Die Ultraschallebene, die bei starren Applikatorführungen entlang des Ultraschallwandlergehäuses durch den optimalen Stichkanal definiert wird, ist oft für die Visualisierung des Gewebes und der Zielregion nicht zufriedenstellend und ermöglicht bei begonnener Punktionsführung keine Kontrollorientierung und Lokalisierung benachbarter Gefäße senkrecht zur Ultraschallebene des Einstichs.

Neben der erleichterten 3d-Navigation von Applikatoren ist es mit dem System möglich Volumenaufnahmen für eine Therapiekontrolle in zeitlichen Abständen durchzuführen, um den Koagulationsfortschritt zu überwachen [34]. Die Überwachung des Ablationsfortschritts („Monitoring“) kann in der Volumenbildgebung durch Betrachtung der Läsionsänderungen erfolgen, die durch eine direkt sichtbare Änderung in Form von Luftblasenbildung indirekt auf Änderung der Läsion schließen lassen. Die strukturellen Veränderungen des Läsionsgewebes selbst können weiterhin in zukünftigen Schritten durch Berechnung der Dämpfungsunterschiede der Gewebe zwischen den unterschiedlichen Ablationsschritten und im Vergleich zu den Gewebeeigenschaften vor Beginn der Therapie bestimmt werden.

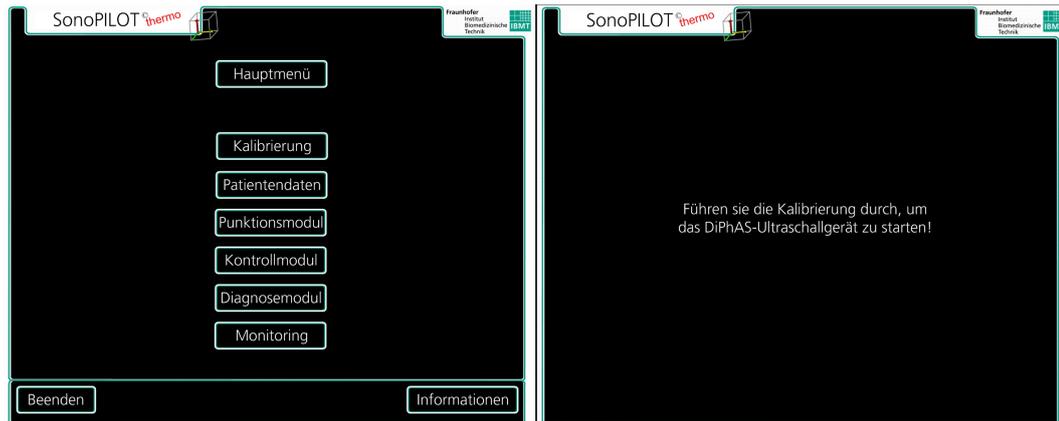
Der technische Aufbau des Gesamtsystems umfasst neben den Eigenentwicklungen, bestehend aus Beamformerhardware und Betriebssoftware, noch kommerziell erhältliche Standardkomponenten der Medizintechnik. An dem DiPhAS-Ultraschallbeamformer wurde ein Ultraschallwandler der französischen Firma Vermon mit 128 Elementen und 3,5 MHz Mittenfrequenz angeschlossen und zusammen mit einem PC-System (Intel Pentium 4, 3 GHz) in ein Rollwagensystem mit eingebautem Trenntransformator integriert. Die Benutzereingaben können primär über zwei berührungssensitive 19-Zoll-Bildschirme (Touchscreens) oder der angeschlossenen abwaschbaren Tastatur mit zusätzlichem Maus-Trackpad erfolgen. Die dreidimensionale Erfassung der Orientierung und Position der Ultraschallschichten erfolgt mit Hilfe eines Stereokamerasystem der Serie „Accedo“ der Firma Northern Digital Inc. und zusätzlich an dem Ultraschallwandler angebrachten optisch reflektierenden Markern. Die Wahl der optischen Positionserfassung erfolgte aufgrund der einfachen Aufwertung kommerzieller Applikator-Nadeln durch günstige optische Einweg-Sensoren zu dreidimensional erfassten Werkzeugen. Die Abbildung 8.14 zeigt das Gesamtsystem, wie es als Medizinprodukt eine CE-Kennzeichnung erhielt und für klinische Studien genutzt wurde.



**Abb. 8.14.** Medizinprodukt zur Navigation und Therapiekontrolle: „SonoPilot thermo“

Aufgrund der Komplexität der Bedienung der dreidimensionalen Ultraschallbildgebung wurde bei der Entwicklung dieses Systems viel Wert auf die Nutzung der herkömmlichen, für den Arzt vertrauten, zweidimensionalen Ultraschallschichtbildgebung gelegt, um die Akzeptanz des Systems zu erhöhen und ein weiteres bildgebendes Kontrollsystem überflüssig zu machen. Die zusätzliche dreidimensionale Erfassung und Verarbeitung erfolgt getrennt hierzu auf einem zweiten Bildschirm, der Patientenmanagement, Navigation und Diagnose/Monitoring mit Volumendaten modulbasiert getrennt darstellt.

Der physikalische Aufbau des Systems und die Anwendung im Operationssaal bestimmten auch Kernentscheidungen in der Softwareentwicklung bezüglich der Nutzung und Gestaltung der Oberflächen. Die Softwareoberfläche verfügt über für Ultraschallbildgebung typische dunkle Flächen im Hintergrund, um die kontrastreiche Darstellung der Grautonbilder zum Bildschirmhintergrund und üblicherweise auch abgedunkelten Raum zu gewährleisten. Darüber hinaus wurden alle Bedienelemente der Softwareoberfläche ausreichend dimensioniert, um eine Bedienung mit den Fingern auch in OP-Handschuhen zu ermöglichen. Die Nutzung der Tastatur empfiehlt sich dadurch nur zur erleichterten Eingabe von Patientendaten. Auf diese Weise ist eine ergonomische und OP-taugliche Bedienung des Gerätes ohne nennenswerte Verschlechterung des Workflows möglich. Die Software zur Ansteuerung der Beamformerhardware und Visualisierung in den unterschiedlichen Anwendungen basiert auf dem hier vorgestellten Softwareframework und ist in mehrere Module unterteilt. Das Hauptmenü (siehe Abbildung 8.15) führt durch die einzelnen Module.



**Abb. 8.15.** Benutzeroberfläche des SonoPilot thermo, Hauptmenü vor Beginn der Anwendung

Die Nutzung des Systems beginnt mit der Kalibrierung der Bildgebung und Bereitstellung aller Werkzeuge. Hierbei wird während der Kalibrierung die Bildgüte und Signalqualität der Ultraschallhardware mit Referenzdarstellungen und -messungen verglichen, die Montage der optischen Positionserfassung an den Ultraschallwandler in der sterilen Umgebung beschrieben, die Pivotisierung der Applikatoren durchgeführt und zuletzt die koregistrierte Referenzierung der Werkzeuge (Ultraschallwandler und Applikatoren) und somit auch die Genauigkeit der Pivotisierungen überprüft. Die Kalibrierung nutzt zur Überprüfung ein zusätzliches, eigens gefertigtes Ultraschallphantom, das in steriler Verpackung einen Stahlreflektor und zwei Geometrieteststrukturen beinhaltet. Nach erfolgreichem Abschluss der Kalibrierung steht auf einem dedizierten Bildschirm ein weiteres Modul für die herkömmliche Darstellung des zweidimensionalen Ultraschallbildes zur Verfügung. Dieses stellt eines der Hauptmodule dar, das nach der initialen Kalibrierung des Gesamtsystems im OP während der gesamten Behandlung zur Verfügung steht und dauerhaft auf einem der beiden Bildschirme zu sehen ist. Hierdurch ist eine den Arzt gewohnte zweidimensionale Darstellung der Ultraschallschnittebene jederzeit verfügbar und die Therapie kann bei problematischem Operationsverlauf auch ohne die Punktionshilfe oder Volumenkontrolle durchgeführt werden. Dieses Modul beinhaltet alle Parametrisierungen der Ultraschallhardware, wie sie von anderen kommerziellen Systemen bekannt sind.

Das Modul zur Patientenverwaltung unterstützt die Auswahl bereits angelegter Datenstämme, Löschen von Patientendaten und das Anlegen neuer Patienten mit zusätzlichen Informationen wie Name, Alter, Geschlecht mit optionalen Kommentaren. Die Organisation der Messdaten erfolgt auf Dateiebene automatisiert durch die Software und erlaubt auch die Offline-Betrachtung existierender Messung zur Analyse.

Die Punktion der Applikatoren in die Leberläsion wird durch das Navigationsmodul unterstützt, da hierbei eine visuell gestützte Führung der Applikatoren in die Zielregion nach der Pivotisierung zur Verfügung steht. Die Position und Lage aller Werkzeuge wird dreidimensional erfasst und die koregistrierte Positionierung ausgewertet. Abbildung 8.16 zeigt ein Beispiel für eine Leberpunktion, bei der die Punktion auf zwei Weisen unterstützt wird. Auf der rechten Seite erkennt man in der herkömmlichen zweidimensionalen Schichtdarstellung zusätzlich durch grafische Überlagerung die berechnete Einstichposition des Applikators in die Ebene, wenn der Stichkanal durch die aktuelle Ebene verläuft. Ist der Applikator so positioniert, dass es keinen Einstich in die aktuelle Ebene gibt, so wird neben der Schichtdarstellung mit Richtungspfeilen visuell in Richtung des Einstiches verwiesen. Der zweite Bildschirm stellt ebenfalls die Ultraschallschicht dar, wobei diese

jedoch hier in einer dreidimensionalen Darstellung im Raum entsprechend ihrer tatsächlichen Orientierung dargestellt wird. Dies führt zu einer räumlichen Darstellung, in der jegliche Bewegung des Ultraschallwandlers durch die hierzu erfassten Positionen in einer örtlichen Verschiebung und Drehung der 3d-Ansicht resultiert. So erhält der Arzt einen besseren räumlichen Eindruck gemessenen Strukturen, da zusätzlich auch die Applikatoren in ihrer jeweiligen Positionierung eingeblendet werden, so dass die relative Führung der Werkzeuge anhand Einstichkanal und Schnittpunkt mit der Ultraschallebene leicht nachzuvollziehen ist. Diese freie und unabhängige Führung des Ultraschallwandlers und der Applikatoren ermöglicht so die gewünschte freie Wahl des Einstichkanals und Ultraschallabbildungsebene.



**Abb. 8.16.** Benutzeroberfläche der Navigation des SonoPilot thermo, 3d-Ansicht der Messschicht mit koregistrierter Darstellung des Punktionskanals und Applikatorposition

Nach Durchführung der Punktion kann die Lage aller Applikatoren mittels einer Volumenaufnahme im Diagnosemodul überprüft werden. Die Datenaufnahme hierfür wird durch Nutzung eines Fußtasters durch den Arzt automatisch in das Diagnosemodul weitergeleitet, so dass die Auswertung der Volumenaufnahme wenige Sekunden nach Überstreichen der Zielregion zur Verfügung steht. Eine Auswertung der Volumendaten kann visuell durch Betrachtung der dreidimensionalen Volumendarstellung oder der drei orthogonalen Schichtdarstellungen durch das Volumen erfolgen oder die Messfunktionen zur qualitativen Auswertung nutzen.

Für die klinische Evaluation des Verfahrens und der Produktentwicklung ist die medizinische Zulassung des Gesamtsystem als Medizinprodukt mit dazu notwendiger CE-Kennzeichnung notwendig, um den Einsatz am Patienten durchzuführen. Hierfür wurde neben der Dokumentation des Ultraschallbeamformers „DiPhAS“ auch eine Dokumentation dieser Softwareumsetzung inklusive Handbuch erstellt und die Funktionalitäten anhand von Validierungsprotokollen überprüft.

Neben der Anwendung für die interstitielle Thermotherapie können bei Bedarf basierend auf diesem Produkt Varianten des SonoPilots für die Neurologie und Orthopädie entwickelt werden.

### 8.4.2 Klinischer Einsatz

Neben den experimentellen Einsätzen der einzelnen Techniken wurde das Gesamtsystem „SonoPilot thermo“ als Medizinprodukt exemplarisch für die Softwarearchitektur klinisch während der interstitiellen Thermotherapie eingesetzt, um die Akzeptanz der Ärzte zu erkunden und das Produkt zu testen. Auf diese Weise war es noch möglich Probleme in der Anwendung des Gesamtsystems zu erkennen und zu beheben. Beteiligt waren hierbei als klinischer Partner das Krankenhaus „Valduce di Como“ in Como, Italien, in Form des Ärzteteams geleitet durch Dr. A. Martegani und Dr. L. Aiani. Dieses Team hat langjährige Erfahrung mit der Ablation von Lebertumoren [6] und steht auch in engem Kontakt mit dem Gerätehersteller Philips, die das Team zur Erprobung und Erkenntnisaustausch in der kontrastmittelgestützten Sonographie mit den neusten Geräteentwicklungen unterstützen. Da die beiden Operateure des Teams zuvor nicht mit dreidimensionalen Freihand-3d-Ultraschall gearbeitet haben, erfolgte zuerst eine Einführung und Training in das hier genutzte optische Trackingsystem und die Handhabung der Werkzeuge im Operationssaal. Die Sensibilisierung der Ärzte und die Evaluierung der Führung der Applikatoren außerhalb der Ultraschallschicht und Navigation anhand der gebotenen 3d-Darstellung für die Punktion benötigte circa zwei Abendsitzungen mit jeweils 2-3 Stunden Training. Der neue Ansatz wurde schnell akzeptiert und der Arbeitsfluss der Anwendung wurde durch praktische Anmerkungen und Verbesserungsvorschläge angepasst. Als kritische Schwachstelle entwickelte sich die notwendige Sichtverbindung zwischen dem Stereokamerasystem und den einzelnen Werkzeugen, da einerseits die Ärzte oft zur Einhaltung der Sichtverbindung ermahnt werden mussten, da die gewohnte Haltung der Werkzeuge oft die Kugelreflektoren verdeckte, und die optimale Positionierung des Kamerasystems und somit die Ausrichtung des Arbeitsvolumens detailliert geplant werden musste. Diese anfänglichen Probleme wurden durch Übung an einem eigens hierfür angefertigten Punktionsphantoms und Durchführung der Punktion von Kugelstrukturen hierin überwunden. Nach Besprechung der Geräteanordnung im Operationssaal konnte in den Operationen das SonoPilot-System zur Positionierung von Applikatoren in die Leber genutzt werden. Die Voruntersuchung am narkotisierten Patienten und die abschließende Kontrolle der Applikatorlage wurden mit einem für die Ärzte gewohnten Referenzgerät (Philips IU22) durchgeführt.



## Schlussbetrachtungen

### 9.1 Ergebnisse der Arbeit

Der Markt für Ultraschallgeräte mit Zugriff auf die für die Forschung wichtigen Ultraschallhochfrequenzdaten ist nicht sehr umfangreich und existierende Systeme erfüllen nicht alle Anforderungen, die für Forscher und Entwickler neuer Verfahren wichtig sind. So ist die Erprobung der Tauglichkeit neuer Techniken im klinischen Einsatz nicht zufriedenstellend gelöst, da aufgrund fehlender medizinischer Zulassung der HF-Datenaufnahme und -Visualisierung für die Diagnostik die Datenerfassung zeitaufwendig und umständlich, und die Auswertung offline oder unter umständlichen Einsatz zusätzlicher Computerhardware erfolgen muss. Eine Geräteanpassung an spezielle Anwendungen und Integration fertiggestellter neuer Verfahren ist hiermit jedoch nicht ohne Bereitschaft und massiven Einsatz des Ultraschallgeräteherstellers durchführbar und ermöglicht somit keine unabhängige und flexible Forschung und Entwicklung. Aus diesen Gründen wurden die Anforderungen an eine Forschungsplattform erarbeitet und eine Softwarearchitektur mit umfangreichen Werkzeugen entwickelt, die das vorhandene DiPhAS-Beamformersystem zu einen umfangreichen und flexibel einsetzbaren Forschungssystem für die Ultraschallbildgebung aufwertet. Diese Forschungsplattform ermöglicht neben der Möglichkeit der kompletten Neuentwicklung eines Gesamtkonzeptes die Integration zu testender Verfahren als Filter in ein medizinisch zugelassenes System, mit dem als diagnostisch unterstützendes Gerät direkt klinische Studien an Patienten durchgeführt werden können. Notwendige Anpassungen an neue Verfahren können aufgrund seiner offenen Architektur leicht integriert werden. Aus diesem Grund wurde die Softwarearchitektur neben der Produktentwicklung auch in Forschungsprojekten (EU-Projekt FP6 „Must“ [42]: Entwicklung einer günstigen Inertialsensorik für die 3d-Bildgebung, EU-Projekt FP6 „Adonis“ [1]: optoakustische Bildgebung der Prostata mit Nanopartikeln als Kontrastmittel, EU-Projekt FP7 „Skinspection“ [54]: hochfrequente multimodale Melanomcharakterisierung, BMWi-Projekt „CSonic MBES“ [13]: 3d-Sonarinspektion) eingesetzt und weiterentwickelt. Die Nutzung gemeinsamer Datenformate für alle Anwendungen erlaubt hier die Wiederverwendung und einfache Anpassung von Werkzeugen zur Analyse und Datei-Management, so dass die Datenformate „GRB“ und „ORB“ in allen relevanten sowohl einelementigen als auch mehrelementigen Ultraschallsystemen in der Hauptabteilung Ultraschall des IBMT genutzt werden. Das GRB-Format ist hierbei der kleinste gemeinsame Nenner aller Ultraschallhochfrequenz-Messsysteme und erlaubt eine systemunabhängige Speicherung und Verarbeitung von Messdaten mit Genauigkeiten von 8 bis 32 Bit Datentiefe pro Messdatum. Hierauf aufbauend ist das ORB-Format die ideale Basis zum Austausch von Ultraschallhochfrequenzdaten in Forschung und Entwicklung, da moderne Techniken wie verlustfreie Datenkompression zur effizienteren Speicherung, oder Verschlüsselung zur selektiven Weitergabe samt Anonymisierung von Messdaten, mit der Unterstützung für vieler Entwicklungsplattformen (z. B. C++, C#, Matlab, NI Labview,...) kombiniert wurden.

Die Entwicklung eines medizinisch zugelassenen 3D-Ultraschallgerätes als Basis für Forschungs- und Laborsysteme resultierte in dem Gesamtsystem „DiPhAS Research“, das auch von Dritten zur Forschung und Eigenentwicklung genutzt werden kann. Dieses System bietet umfangreiche Möglichkeiten der Filterung von Messdaten und wird durch die einzigartige „Closed-Loop-Kontrolle“ für Filteralgorithmen zu einer Forschungsplattform mit Werkzeugen für die Entwicklung neuer Verfahren und Algorithmen. Die für Forschungssysteme wichtige Integration neuer Filterfunktionen ist sehr komfortabel durch das Plug-in-Konzept gelöst und erlaubt den Zugriff auf und Modifikation aller Messdaten des Systems von Einzelkanaldaten bis zu gefilterten Bilddaten vor der Ausgabe.

Die hochflexible Freihand-3d-Ultraschallbildgebung hat sich in der Forschung und der Navigation über das letzte Jahrzehnt etabliert und wird neben der 3d-Echtzeitbildgebung auf Basis von Matrix-Ultraschallwandlern als ein kostengünstiges und trotzdem vielseitiges System für die dreidimensionale Bildgebung existieren. Hierfür unterstützt dieses Softwareframework die Nutzung diverser Trackingsysteme und die Volumenrekonstruktion der Ultraschallhochfrequenzdaten. Somit ist einerseits eine schnelle geometriebasierte Rekonstruktion bereits während der Aufnahme („online“) möglich, deren Volumengrenzen jedoch vor der Aufnahme als starr festgelegt und Interpolationen nach der Aufnahme durchgeführt werden müssen. Andererseits kann die einfache Volumenrekonstruktion auf Basis der Geometrie- und Messdaten mit Interpolation von Fehlstellen nach einer Aufnahme innerhalb weniger Sekunden vorgenommen werden. Hier wird die Rekonstruktion und Interpolation aller Messdaten nach Beendigung der Aufnahme in einem Schritt berechnet und dadurch die Aufmerksamkeit des Anwenders nicht von einer guten Führung des Ultraschallwandlers über die Zielregion durch temporäre Zwischendarstellungen abgelenkt. Da durch die jeweilige Anwendung die maximal nutzbare Ultraschallfrequenz durch die Eindringtiefe definiert ist, kann eine bessere Ortsauflösung der Bildgebung nur durch Nachverarbeitungsschritte und nicht durch Frequenzerhöhung erreicht werden. Hierfür wurde die Berücksichtigung von bildgebungs- und systemspezifischen Parametern in Form der tiefenabhängigen Punktverwaschfunktion genutzt, um deren Art und Ausdehnung in einer komplexeren Rekonstruktion zu berücksichtigen, was in der Dekonvolution der PSF und somit einer höheren Ortsauflösung resultiert. Die hierfür notwendige Charakterisierung der Ultraschalldruckverteilung und Punktverwaschfunktion erfolgte durch Simulation und Messung. Eine Erweiterung der Volumenfunktion und Rekonstruktion um dieses Vorwissen über die Bildgebung verkompliziert die Berechnungen in der dreidimensionalen Bildgebung jedoch enorm, so dass vereinfachende Annahmen und Modelle auf Basis von Referenzdaten erstellt und Optimierungen der komplexen Rekonstruktion durchgeführt wurden. Die Interpolation von Fehlstellen in der Volumenaufnahme durch un stetige Wandlerführung konnte hierbei optimal durch Kenntnis der Abbildungseigenschaften des Messsystems gelöst werden, ohne die physikalisch inkorrekte (tri-)lineare Interpolation nutzen zu müssen.

Durch die Nutzung von Grafikkartenhardware als Coprozessor in der Berechnung von Softwarerekonstruktionen konnte durch die massive Parallelisierung der Grafikkartenhardware eine Beschleunigung um den Faktor 100 realisiert werden, was auch bei Berücksichtigung von Moore's Gesetz über die Integrationsdichte und Leistungsfähigkeit integrierter Schaltungen eine sinnvolle Optimierung mit weiterem Potential darstellt. Die Auslagerung von Berechnungen auf die Grafikkartenhardware bietet für die medizinische Bildgebung neben der 3d-Rekonstruktion viele weitere sinnvolle Einsatzgebiete wie die Portierung von Scankonvertierung und Einzelkanaldatenrekonstruktion hier gezeigt haben.

Die Integration der Forschungsplattform auf Basis dieser Softwarearchitektur zu einem Gesamtsystem für den Einsatz in der interstitiellen Thermotherapie ermöglichte die Entwicklung des Medizinproduktes „SonoPilot thermo“, dessen klinischer Einsatz in Kooperation mit dem Ärzteteam um Dr. Alberto Martegani im italienischen Como erfolgreich verlief. Es war möglich die Ärzte mit einem akzeptablen Trainingsaufwand von wenigen Stunden an die neue Bildgebung der

referenzierten Darstellung von Ultraschallwandler und Applikatoren heranzuführen. Das System wurde während der Operationen hauptsächlich für die Navigation in Form der koregistrierten Punktion genutzt. Die Ärzte äußerten sich sehr positiv und bezeichneten das Verfahren als sehr hilfreich zur vereinfachten Positionierung der Applikatoren im Tumorgewebe. Besonders hervorgehoben wurde die Tatsache, dass eine Positionierung der Applikatoren bei Nutzung eines Stichkanals außerhalb der Bildebene mit der herkömmlichen Punktion nicht möglich war, aber durch dieses System ermöglicht wurde. Dies gibt dann im Vergleich zum starr durch den Ultraschallwandler definierten Stichkanal neue Punktionsmöglichkeiten aufgrund der freien Wahl eines optimalen und sicheren Stichkanals abseits von großen Gefäßen ohne Beschränkung der Bildgebung. Die Lokalisierung der Tumore fiel den Ärzten jedoch aufgrund einer besseren B-Bildqualität und Darstellungsmöglichkeiten in der Kontrastmittelbildgebung des Spitzenmodell „IU22“ von Philips mit diesem System einfacher, so dass die Voruntersuchung und abschließende Ablationskontrolle mit diesem System durchgeführt wurde. Die notwendige Pivotisierung der sterilen Applikatoren vor dem Eingriff im Operationssaal erwies sich als ausreichend genau mit einem maximalen Positionierungsfehler von 2 Millimetern, was auf die flexiblen Applikationsnadeln und ihre Dehnung während der Pivotisierung zurückzuführen ist. Ein Einsatz in Serie könnte diesen Fehler durch Wahl spezieller starrer oder kurzer Applikatornadeln minimieren. Der Vorgang der dreidimensional unterstützten Punktion benötigte geringfügig mehr Zeit im Vergleich zur herkömmlichen zweidimensionalen Punktion in der Ultraschallebene, was sich jedoch auch mit der neuartigen und untrainierten Durchführung des neuen Verfahren begründen lässt.

## 9.2 Diskussion und Ausblick

Die in dieser Arbeit vorgestellte und umgesetzte Softwarearchitektur konnte die Ultraschall-beamformerhardware „DiPhAS“ zu einem vollwertigen und mächtigen Ultraschallforschungssystem aufwerten, das eine hohe Flexibilität und Anpassbarkeit dank des Plug-in-basierten Filterkonzeptes mit Rückkanal und Closed-Loop-Kontrolle bietet. Der modulare Aufbau und der Zugriff auf alle Messdaten von Einzelelementdaten bis hin zur gefilterten Bilddarstellung vereinfacht die Integration eigener Verfahren in die Plattform auch für fremde Entwickler und erlaubt eine vergleichsweise einfache Kommerzialisierung und medizinische Zulassung des neuen Systems als individuelle Produktentwicklung in einem kurzen Entwicklungszyklus. Auf diese Weise wurde auch die Umsetzung und Integration neuer Techniken für die internen Entwickler stark vereinfacht und Drittentwickler können umfassende Werkzeuge für selbstständige Eigenentwicklungen nutzen, so dass das Fraunhofer IBMT nur noch bei Anpassungen der Hardware an neue Einsatzgebiete (Anpassung der Arbeits- und Digitalisierungsfrequenzen an z.B. Sonar, niederfrequenten oder hochfrequenten Ultraschall) tätig werden muss. Diese Softwarearchitektur kann als Kern zum Bau eines eigenen, spezialisierten Ultraschallgesamtsystems genutzt werden, um darin realisierte neue Verfahren als Produkt zu vermarkten.

Die Verarbeitung jeglicher Ultraschallhochfrequenzdaten in der Forschung und Produktentwicklung des Fraunhofer IBMT der Ultraschallmesssysteme von Sonar über Einkanalssysteme bis zum mehrkanaligen Beamformer erfolgt nun auf Basis dieses Softwareframeworks. Es hat sich in unterschiedlichen Forschungsprojekten bewährt und die Produktentwicklung gefördert. Auf diese Weise wurde auch mit dem „SonoPilot thermo“ ein Gesamtsystem für die Anwendung in der Thermo-therapie mit klinischer Zulassung erstellt, das neue und als hilfreich bewiesene Ansätze in der ultraschallgestützten Navigation, Monitoring und Volumenerfassung bietet.

Auf dieser Arbeit können viele unterschiedliche Systeme basieren, die in Zukunft sowohl als Produkte umgesetzt oder in Forschungsprojekten angepasst werden können. Technologische Weiterentwick-

lungen wie beispielsweise die Optoakustik wurden auf dieser Plattform demonstriert und eine Produktentwicklung samt klinischem Einsatz kann jederzeit durchgeführt werden. Der Einsatz dieses neuen Verfahrens wird in Zukunft durch Entwicklung von selektiven und biokompatiblen Nanopartikeln für die Diagnostik möglich sein. Hierauf können auch sehr kurzfristig die Erkenntnisse dieser Arbeit übertragen werden, um eine dreidimensionale Optoakustik-Bildgebung zu ermöglichen, die bereits ohne den Einsatz von Nanopartikeln Vaskularisierungen darzustellen vermag. Mit einer Aufnahmezeit von mehr als 20 Schnittbildern pro Sekunde ist eine Freihand-3d-Ultraschallaufnahme und Rekonstruktion hierbei nutzbar.

Weiterhin können Fortschritte in der Entwicklung der komplexen zweidimensionalen Matrix-Ultraschallwandler mit noch höherer Elementzahl und höheren Frequenzen zu besserer Ortsauflösung dieser Systeme führen. Hierzu muss die Elektronik der Beamformer-Hardware in gleichem Maße wachsen, um die elektronische Ansteuerung solch komplexer Hardware zu ermöglichen. Die Forschung der Materialwissenschaften und Fertigungstechniken, schnell steigende Integrationsdichte und Leistungsfähigkeit heutiger Computer, Mikroprozessorarchitekturen und Elektronikbauteile werden dies zeitnah ermöglichen und Systeme mit hoher Kanalanzahl realisierbar und erschwinglich machen. Auf diese Weise kann die direkte Volumenerfassung und -bildgebung auch für weitere Anwendungsbereiche jenseits der Kardiologie zukünftig eingesetzt werden. Eine weite Verbreitung der Matrixschallköpfe in der Forschung und Entwicklung wird auch die Kombination der Wandler mit einer Positionserfassung für die Ultraschallnavigation hervorbringen, so dass auch bei Nutzung der Matrix-Ultraschallwandler in der 3d-Bildgebung eine Navigation oder multimodale Darstellung ermöglicht werden wird. Eine registrierte und echtzeitfähige Volumenbildgebung wird Biopsien oder die Positionierung von Applikatoren beispielsweise in der Leber durch die Vaskularisierungsvisualisierung nochmals sicherer gestalten und vereinfachen. Ebenso ist die Berechnung einer Registrierung zwischen unterschiedlichen Bildgebungsmodalitäten während Untersuchungen und Eingriffen mit der echtzeitfähigen Volumenvisualisierung aufgrund der höheren Datenmenge und größeren Messgebietes eindeutiger und genauer vorzunehmen. Dies erleichtert die multimodale Darstellung oder Berücksichtigung von Bestrahlungssimulation der Radiotherapie. Die hierfür ebenfalls benötigten Positionssensoren werden durch die Fortschritte der Sensorentwicklung in Zukunft genauere, störungsunanfälligere und integriertere Positionserfassungssysteme bieten, die durch hohe Integrationsdichte einfacher in die Ultraschallwandler integriert werden können und auch hochfrequenterer Freihand-3d-Bildgebung kleinerer aber hochaufgelöster Volumen beispielsweise in der Dermatologie durch verbesserte Lokalisierungsaufklärung ermöglichen.

Die Auswirkungen der Punktverwaschfunktion sind weiterhin auch in der Volumenbildgebung starrer Volumina bei Nutzung von Matrixschallköpfen existent und nicht zu vernachlässigen, so dass eine Übertragung der PSF-Charakterisierung und Dekonvolution auf die statische Scankonvertierung (hier: Volumenrekonstruktion) übertragen werden kann. Die Existenz einer vordefinierten Messdatenausrichtung durch Nutzung von mechanisch geschwenkten oder Matrixarray-Ultraschallwandlern kann diese Dekonvolution sogar enorm beschleunigen und auch in eine echtzeitfähige Bildgebung integrieren, da der Ausgleich der im Gegensatz zur Mikroskopie ortsvarianten PSF-Effekte direkt in die statische Volumenscankonvertierung eingebunden werden kann. Die Charakterisierung und Berechnung der Dekonvolution muss somit nur einmalig für jede Kombination aus Ultraschallwandlergeometrie und Geräteeinstellungen und nicht für jede Aufnahme wie in der Freihand-3d-Bildgebung mit ihren beliebig orientierten Schichten bestimmt werden, so dass der Ausgleich in den einzelnen Gewichtungen der statischen Volumenkonvertierung erfolgen kann.

Die neuen Techniken in der hochaufgelösten, dreidimensionalen oder molekularen medizinischen Bildgebung und in technischen Systemen wie beispielsweise Sonar oder zerstörungsfreie

Prüfverfahren erfassen oft im Vergleich zu etablierten Verfahren enorme digitale Datenmengen, die teils massive Berechnungen (z.B. Einzelkanaldatenrekonstruktion, spektrale Analyse vieler Datensegmente) erfordern. Mit moderner hochkomplexer Grafikhardware können Berechnungen wie am Beispiel der Volumenrekonstruktion gezeigt ausgelagert und beschleunigt werden können, um die Datenmengen in interaktiven und echtzeitfähigen Darstellungen und Analysen zu verarbeiten. Heutzutage bieten bereits kompakte Industriecomputer vereinzelt integrierte Grafichips mit der Nutzungsmöglichkeit als Coprozessor im Hauptplatinenchipsatz, wodurch kompakte Gesamtsysteme mit hoher Rechenleistung in kompakte Ultraschallgeräte oder Sonarsonden konzeptioniert werden können. Weiterhin können bei Forschungsprojekten der medizinischen Bildgebung kompakte Supercomputer in herkömmlicher PC-Größe mit mehr als tausend Grafikrechenkernen hochparallel für komplexere Aufgaben genutzt werden, um somit weitere echtzeitfähige Verfahren zu etablieren, die bisher aufgrund enormer Rechenlast nicht möglich sind. Die Weiterentwicklungen von Grafikhardware wird in den nächsten Jahren noch stark durch den finanzstarken Markt der Videospieleindustrie gefördert. Analysten und Hardwarehersteller schätzen hierdurch einen Geschwindigkeitsgewinn um den Faktor 500 in den nächsten 5 Jahren zu erreichen und somit übertrifft die Weiterentwicklung von Grafikkarten als Hochleistungsrechenwerke momentan die Leistungssteigerungen für Hauptprozessoren nach Moore's Gesetz. Dies erkennen auch vermehrt Softwareentwickler aller Sparten, so dass in zukünftigen Betriebssystemen (siehe MacOS 10.6 „Snow Leopard“) auch reguläre arithmetische Berechnungen auf Grafichips ausgelagert werden können. Durch diese starke Verbreitung leistungsfähiger Grafikkarten und weitere Standardisierung der Schnittstelle („OpenCL“) werden medizinische Anwendungen wie die hier vorgestellte Volumenrekonstruktion auch in Zukunft einen Leistungsschub erhalten.

Neben der oben erklärten Erweiterung der Matrixwandlerbildgebung um die komplexe Volumenrekonstruktion können in das Forschungssystem beliebige Anwendungen auf Basis spezieller Signalverarbeitung und Filterung integriert werden. Auf diese Weise sind umfangreiche Analysefunktionen wie beispielsweise Anflutungskurven der Kontrastmittelbildgebung, Bestimmung der Vaskularisierung von Gewebe mittels Dopplerbildgebung oder Optoakustik, frequenzabhängiger Dämpfung, Texturanalyse oder Elastographie, und durch Kombination dieser Einzelergebnisse eine Gewebecharakterisierung möglich, welche die Detektion von tumorösen Gewebe in Organen wie Schilddrüse, Leber, Niere oder Brust erlaubt.

Das Forschungssystem ist mit dieser Softwarearchitektur und dem freien Zugriff auf Messdaten zu unterschiedlichen Zeiten für alle zukünftigen Verfahren geeignet oder anpassbar und sehr gut vorbereitet.



**Teil IV**

---

**Anhang**



## Danksagung

Ich danke Herrn Professor Fuhr für die Möglichkeit meine Forschung am Fraunhofer Institut für biomedizinische Technik (IBMT) durchzuführen. Darüber hinaus danke ich Dr. Robert Lemor als Betreuer und Mentor meiner wissenschaftlichen Arbeiten der letzten Jahre. Weiterhin danke ich ebenfalls meinen Kollegen am IBMT, insbesondere der Hauptabteilung Ultraschall, die meine Arbeit dort stets mit Anregungen und Diskussionen zu bereichern wussten.

Ein besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mich immer unterstützt haben und an mich glaubten und meiner Lebensgefährtin, die mir auch in stressigen Zeiten immer ein Ruhepol ist und Verständnis für meine Arbeit zeigt.

Sankt Ingbert,  
den 21. September 2009

Holger Hewener



## B

---

### Produktblätter

Im Folgenden sind Informationsblätter von Produkte angefügt, die direkt aus dieser Arbeit entstanden sind oder durch Entwicklungen dieser Arbeit unterstützt wurden:

- Produktblatt „Ultraschall RF Datenanalyse, Software und Framework“ mit einem groben Überblick über die Softwaremöglichkeiten des Ultraschallforschungsframeworks
- Produktblatt „SonoPilot thermo<sup>®</sup>“ Ultraschallsystem zur Navigation und Therapiekontrolle“ über die konkrete Produktimplementierung auf Basis der DiPhAS-Hardwareplattform
- Produktblatt „DiPhAS - Digital-Phased-Array-System“ über die Hardware der Forschungsplattform und dem hieran angebundenen Softwareframework

**Ultraschall RF Datenanalyse  
Software und Framework**

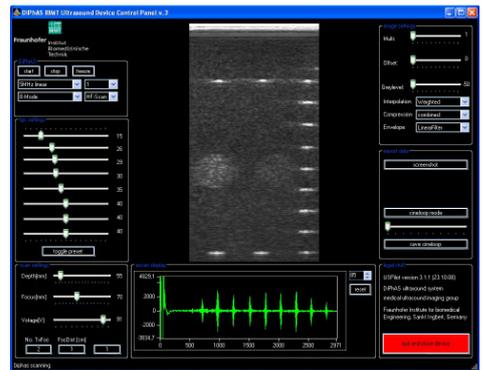
**Beschreibung**

Die wissenschaftliche Ultraschallbildgebung und Forschung erfordert eine Speicherung und Nachverarbeitung von hochfrequenten Ultraschallsignalen samt zusätzlicher Parameter der Aufnahmeumstände. Basierend auf der digitalen Beamformerplattform DiPhAS spezifizierten wir in freies und offenes Format („GRB“) zur Speicherung und Handhabung von 8Bit, 16Bit oder 32Bit Ultraschallhochfrequenzdaten mit Beschreibungen der Bildgebungs-einstellungen und 2D/3D Geometrie Angaben.

Dies ist die Grundlage für ein Softwarepaket zur klassenbasierten Datenhandhabung, Speichern/Laden, hochfrequenzbasierte und bildbasierte Filterung, Scan-Konvertierung inkl. verschiedener Hüllkurvenberechnung, logarithmischer Kompressionen und Bildberechnungen von 1D (A-Scans oder Einzelelementsystem-Daten) und 2D (B-Scans elektronischer Systeme oder mechanisch bewegter 1D-Systeme) sowie kompletter 3D Rekonstruktion von Freihanddaten sowie mechanisch oder elektronisch gescannter Volumendaten.

**Unser Angebot**

Wir bieten Ihnen eine entwickelte, frei programmierbare Ultraschallplattform basierend auf einem Ultraschall-beamformer und Nachverarbeitungssoftware inkl. Software-Framework für Ihre Komplettsystementwicklung oder Forschung. Die Entwicklung eigener Filter für Hochfrequenz- oder Bilddaten kann in das Softwaresystem, entwickelt als C++ „native code“ oder C# „managed code“ (.NET), integriert werden. Darüber hinaus kann Unterstützung Ihres eigenen Datenformates hinzugefügt werden, um wissenschaftliche Analysen dieser Daten zu ermöglichen.



Betriebssoftware des DiPhAS Ultraschallsystem

**Fraunhofer Institut für  
Biomedizinische Technik**

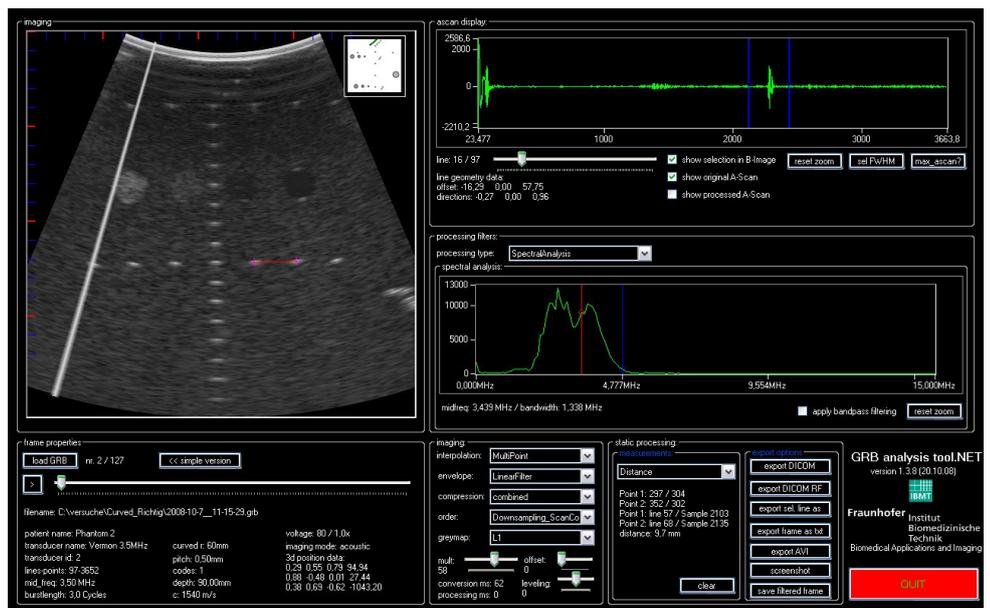
Prof. Dr. Günter R. Fuhr  
Ensheimer Strasse 48  
66386 St. Ingbert  
Germany

**Hauptabteilung Ultraschall**

Dr. Robert Lemor

**Biomedizinische Anwendung und  
Bildgebung**

Steffen H. Tretbar  
Telefon +49 (0) 6894 / 980-226  
Fax +49 (0) 6894 / 980-234  
E-Mail steffen.tretbar@ibmt.fraunhofer.de  
www.ibmt.fraunhofer.de



Offline Analyseprogramm zur Betrachtung, Bemaßung und Verarbeitung von Ultraschallhochfrequenzdaten

**SonoPilot thermo®**

Ultraschallsystem zur Navigation  
 und Therapiekontrolle



CE0535

**Fraunhofer Institut für  
 Biomedizinische Technik**

Prof. Dr. Günter R. Fuhr  
 Ensheimer Strasse 48  
 66386 St. Ingbert  
 Germany

**Hauptabteilung Ultraschall**

Dr. Robert Lemor

**Biomedizinische Anwendung und  
 Bildgebung**

Steffen H. Tretbar  
 Telefon +49 (0) 6894 / 980-226  
 Fax +49 (0) 6894 / 980-234  
 E-Mail steffen.tretbar@ibmt.fraunhofer.de  
 www.ibmt.fraunhofer.de

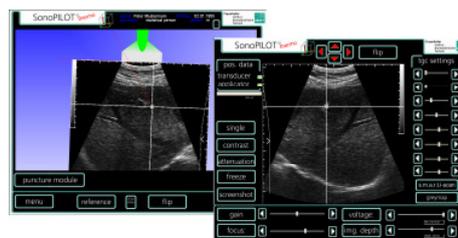
**Beschreibung**

Interstitielle Thermotherapien (ITT) stellen ein minimalinvasives und damit patientenschonendes Verfahren zur Behandlung von Tumoren dar. Wichtig für den Therapieerfolg sind zum einen die genaue Positionierung der Applikatoren und zum anderen die Therapiekontrolle.

Der SonoPilot-thermo ist ein Ultraschallbasiertes Navigations – und Therapiekontrollsystem für die Diagnose, Planung und das Monitoring der ITT. Das System besteht aus dem am IBMT entwickelten digitalen Ultraschallsystem DiPhAS, einem optischem Positionserfassungssystem und einem PC, die in einen mobilen Gerätewagen integriert sind. Das System stellt eine kostengünstige, nichtinvasive und echtzeitfähige Alternative zu CT oder MRT dar. Das System kann mit verschiedenen Therapiesystemen (Laser, RF, HIFU) gekoppelt werden.

**Punktionsmodul**

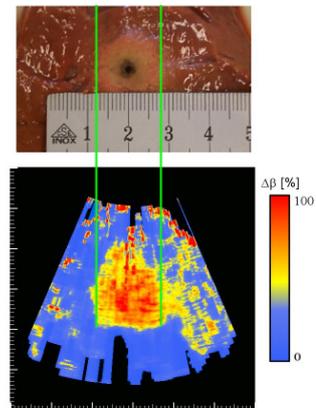
Im Gegensatz zu bestehenden Punktions Szenarien, bei denen der Applikator fest mit dem Ultraschallkopf verbunden ist und somit die Bewegung nur in einer vorgegebenen Bildebene zulässt, wurde bei diesem System der Applikator und der Ultraschallkopf mit einem Positionserfassungssystem gekoppelt und ermöglicht dem Anwender eine freie Bewegung beider Instrument referenziert zueinander im OP-Situ.



Softwareoberfläche mit dreidimensionaler Ansicht von Ultraschallwandler und Applikator zur Punktion (links) und herkömmliche Touchscreenoberfläche der konventionellen zweidimensionalen Bildgebung (rechts)

**Therapie-Kontroll-Modul**

Durch den Einsatz des am Fraunhofer IBMT entwickelten digitalen Ultraschallgerät (DiPhAS), welches eine freie Programmierung und Kontrolle aller ultraschallrelevanten Parameter zulässt, konnte ein Verfahren entwickelt und hier implementiert werden, dass zur quantitativen Gewebeanalyse in Echtzeit genutzt werden kann. Dies ermöglicht bei der Kontrolle von Thermotherapien eine Darstellung der Koagulationsgrenzen und gibt dem Arzt ein Feedback über den Behandlungsverlauf. Das Ergebnis dieser Therapie ist eine strukturelle Veränderung des Tumorgewebes. Durch die Kopplung der eingesetzten Ultraschallsonden mit dem integrierten optischen Positionserfassungssystem sind Freihand-3D-Ultraschalldarstellungen des Untersuchungsgebietes möglich und lassen den Anwender schnell und zuverlässig Aussagen über den Therapieerfolg treffen.



Vergleich der histologischen Auswertung mit den gemessenen Ultraschallverlaufdaten

**Unser Angebot**

Der SonoPilot thermo ist ein als Medizinprodukt zugelassenes System zur einfachen und präzisen Positionierung von Applikatoren und zur Echtzeit-3D-Therapiekontrolle anhand Ultraschallvolumendaten. Das Verfahren und das System kann klinisch eingesetzt werden und kann somit die Anwendung der ITT entscheidend vereinfachen.

**DiPhAS -**  
**Digital-Phased-Array-System**

**Beschreibung**

Eines der wichtigsten Grundfunktionen eines Ultraschallsystems für die diagnostische Bildgebung ist das Beamforming. Um den Ultraschallbeam entsprechend der diagnostischen Anforderungen zu steuern, ist die dynamische Fokussierung, das elektronische Schwenken, die Wichtung der Sendeamplituden, die frei programmierbare Kodierung der Sendepulse und die Ansteuerung von Subaperturen von Ultraschallarrays ebenso notwendig, wie der Einsatz von Multi-Beam-Techniken zur Bildverbesserung.

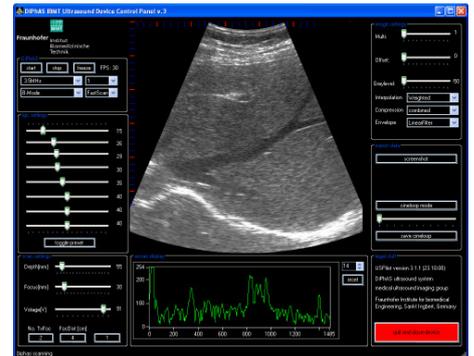
Mit dem digitalen Phased-Array System des Fraunhofer IBMT, das mittlerweile in der 5. Generation vorliegt, ist die Kontrolle sowie die gezielte Steuerung all dieser Parameter möglich. Das DiPhAS stellt somit eine einzigartige Plattform für eine effiziente Forschung und Entwicklung auf dem Gebiet der diagnostischen Ultraschalltechnik mittels HF- und Kanaldaten dar.

**HF- oder RAW- Daten Akquisition**

Die Forschung und Entwicklung auf dem Gebiet des diagnostischen Ultraschalls erfordert meist mehr als die klassische Erfassung von B-Mode-Daten über eine Videoschnittstelle. Für die Entwicklung und den Einsatz von speziellen Signalverarbeitungs-algorithmen ist es vielmehr notwendig die hochfrequenten Daten (HF) als Summensignale einer Arrayuntergruppe bzw. die unverarbeiteten Kanal-Rohdaten (RAW) jedes einzelnen Elementes des Ultraschallarrays zu erfassen.

Für schnelle Verarbeitung, die Scan- konvertierung und Speicherung der Daten wurde in das DiPhAS Gehäuse ein Quad-Core-PC integriert. Darüber hinaus können sowohl DiPhAS Amplituden- als auch Hochfrequenz-Ultraschalldaten mittels USB-Schnitt- stelle in Echtzeit an einen externen PC übertragen werden.

Die Ansteuerung des DiPhAS erfolgt über den integrierten PC mittels einer in C++- oder C# (.NET) programmierbaren Benutzer- und Programmierer- schnittstelle, die sowohl Basis- Funktionalität als auch Routinen mit erweiterter Funktionalität (Filterung, Export) bietet und für Ihre eigenen Ansätze und Filter Schnittstellen bietet.



DiPhAS-Oberfläche im Einsatz an der Leber

**Modular und Skalierbar**

Das DiPhAS verfügt über einen modularen Aufbau und ist somit je nach Anforderung in der Standard- konfiguration skalierbar zwischen 8 und 256 voll digitalen Kanälen.

An dem System können kommerzielle Ultraschallköpfe, als auch eigenentwickelte linear, phased, curved oder 2D-Schallköpfe betrieben werden.

**Unser Angebot**

Die Hauptabteilung Ultraschall des Fraunhofer IBMT ist Systempartner in vielen nationalen und internationalen Projekten. Das DiPhAS ist für Forscher und Entwickler entwickelt wurden, die neue Methoden und Techniken im Bereich des diagnostischen Ultraschalls für medizinischen und industriellen Anwendungen realisieren wollen.

Wir bieten:

- Hardware-Entwicklung
- Entwicklung von Signal- Verarbeitungs-Algorithmen
- System Integration
- Ultraschall-Array-Technology

Die Technologien sind lizenzierbar.



**Fraunhofer Institut für**  
**Biomedizinische Technik**

Prof. Dr. Günter R. Fuhr  
 Ensheimer Strasse 48  
 66386 St. Ingbert  
 Germany

**Hauptabteilung Ultraschall**

Dr. Robert Lemor

**Biomedizinische Anwendung und**  
**Bildgebung**

Steffen H. Tretbar  
 Telephone +49 (0) 6894 / 980-226  
 Fax +49 (0) 6894 / 980-400  
 E-Mail steffen.tretbar@ibmt.fraunhofer.de  
 www.ibmt.fraunhofer.de

## Spezifikation von Datenformaten für Ultraschallhochfrequenzdaten

Die GRB-Spezifikation präsentiert ein offenes Format zur Speicherung von Ultraschallhochfrequenzdaten für Forschung und Entwicklung. Eine GRB Datei, entsprechend der letzten Spezifikation vom 08. Oktober 2008, setzt sich aus beliebig vielen hintereinander folgenden Einzeldatensätzen (genannt „Frames“) zusammen, wobei sich jeder Frame aus folgenden Teilen in Reihenfolge zusammensetzt:

1. Kalibrierungsteil
2. Positions- und Winkeldaten
3. zusätzliche Scaninformationen
4. Ultraschall-Daten
5. TimeStamp

Die einzelnen Blöcke werden alle für jede Messschicht in dieser Reihenfolge wiederholt und sind aufgrund fehlender Flexibilität nicht um zusätzliche Abschnitte erweiterbar. Für eine Speicherung weiterer individueller Parametersätze wird das komplexere, aber flexiblere Datenformat ORB („open research binary“) mit seiner Beschreibung im nächsten Abschnitt empfohlen. Die nächsten Seiten listen die Komponenten des GRB-Formates detailliert auf.

## 1. Kalibrierungsteil:

Datentyp	Bytes	Inhalt
Int32		id: 8199
50 bytes		desc: Calibration2 Data
14 bytes		Transducer Name in char's
int32		Wandlertyp: 0:Phased, 1:Linear, 2:Curved, 3:Circular, 4:Multimode 100: Einzelliniendaten 999: Schalldruckverteilung-Scanner 200 ; id ; 300: Multicode mit folgenden Eigenschaften: 2xy: x=Wandlergeometrie, y=Anzahlcodes z.B. 224: Curved, 4Codes Multicode 212: Linear, 2 Codes, Multicode 300 ; X ; 400: RawMode mit folgenden Eigenschaften: 3xy: x=Wandlergeometrie (siehe oben), y=0:akustisch; y=1:optoakustisch z.B. 310: Linear akustisch RawMode z.B. 321: Curved optoakustisch RawMode
int32		Anzahl der Linien
int32		Anzahl Punkte pro Linie
float		Samplerate (in Hz)
float		mm pro pixel
float		n-Linien mal - fuer jede Linie einzeln:
float		Versatz in u-Richtung in mm
float		Versatz in v-Richtung in mm (phased, linear, multi = 0)
float		Versatz in w-Richtung in mm (phased, linear, multi = 0)
float		Strahlrichtungsanteil in u-Richtung
float		Strahlrichtungsanteil in v-Richtung normierter Vektor
float		Strahlrichtungsanteil in w-Richtung

**Tabelle C.1.** Ultraschallwandlerinformationen in der GRB-Datei

## 2. Positions- und Winkeldaten:

Datentyp	Bytes	Inhalt
Int32		id: 8193
64 bytes		desc: Position und Angle data
3* float		Kartesische Ortskoordinaten des Bildursprungs
3* float		1 Spalte der Rotationsmatrix
3* float		2 Spalte der Rotationsmatrix
3* float		3 Spalte der Rotationsmatrix

**Tabelle C.2.** globale Positionsdaten (Transformation) einer Schicht in der GRB-Datei

## 3. zusätzliche Scaninformationen:

Datentyp	Bytes	Inhalt
8* unsigned char		8 TGC Werte (je unsigned char zw. 0 und 80)
unsigned char		Sendespannung (in V)
4* unsigned char		4 Fokuspositionen (in mm 'max. 256mm)
7 bytes		ungenutzt
Int32		id: 5
float		Mittenfrequenz Sendecodierung (in Hz)
float		Burstlaenge (in Zyklen)
float		Amplitudenskalierungsfaktor fuer Ultraschalldaten
30 bytes		Patientenname (max. 30 char's)
unsigned char		Kodierung Schallbereich (Piktogramm-ID, siehe Anhang)
unsigned char		Pixel X-Position des Mittelpunktes im Piktogramm [0;70]
unsigned char		Pixel Y-Position des Mittelpunktes im Piktogramm [0;70]
unsigned char		Winkel um den Mittelpunkt im Piktogramm [0;180]
26 bytes		not used yet

**Tabelle C.3.** Geräteeinstellungen für eine Schicht in der GRB-Datei

## 4. Ultraschall-Daten:

Datentyp	Bytes	Inhalt
Int32		id: 12289
64 bytes		desc: BScan Data
int		Anzahl Punkte pro Linie
int		Anzahl Linien
int		Bytes Per Point (1 fuer 8bit, 2 fuer 16bit, 4 fuer 32bit)
n bytes		Ultraschall-Daten (8bit unsigned, 16bit signed, 32bit signed)
		n= Punkte*Linien*bpp

**Tabelle C.4.** Datenfelder einer Schicht in der GRB-Datei

## 5. TimeStamp:

Datentyp	Bytes	Inhalt
Int32		id: 5
64 bytes		desc: TimeStamp
unsigned int64		TimeStamp, obere 32 Bit in Sekunden seit 1970, untere 32 Bit Millisekunden

**Tabelle C.5.** Timestamp-Daten einer Schicht in der GRB-Datei

Anhang GRB-Datenformat: Kodierung der Piktogramme:

0:	Empty	14:	LegLeft
1:	AbdomenFront	15:	HeadFront
2:	AbdomenLeft	16:	HeadRight
3:	AbdomenRight	17:	HeadLeft
4:	AbdomenBack	18:	HeadBack
5:	ShoulderRight	19:	Liver
6:	ShoulderLeft	20:	Pancreas
7:	ArmRight	21:	Lungs
8:	ArmLeft	22:	Intestine
9:	NeckFront	23:	Fetus
10:	NeckRight	24:	Gyn
11:	NeckLeft	25:	AnimalBottom
12:	Shank	26:	AnimalRight
13:	Thigh	27:	AnimalLeft
13:	LegRight		

**Tabelle C.6.** Piktogramm-Kennzahlen

# D

## Ultraschallwandlerspezifikationen

Die folgenden Spezifikationen beschreiben die für diese Arbeit genutzten Ultraschallwandler der Firma Vermon.

- Vermon L5, linear, 5MHz Mittenfrequenz
- Vermon C3.5, curved, Radius 60mm, 3.5MHz Mittenfrequenz

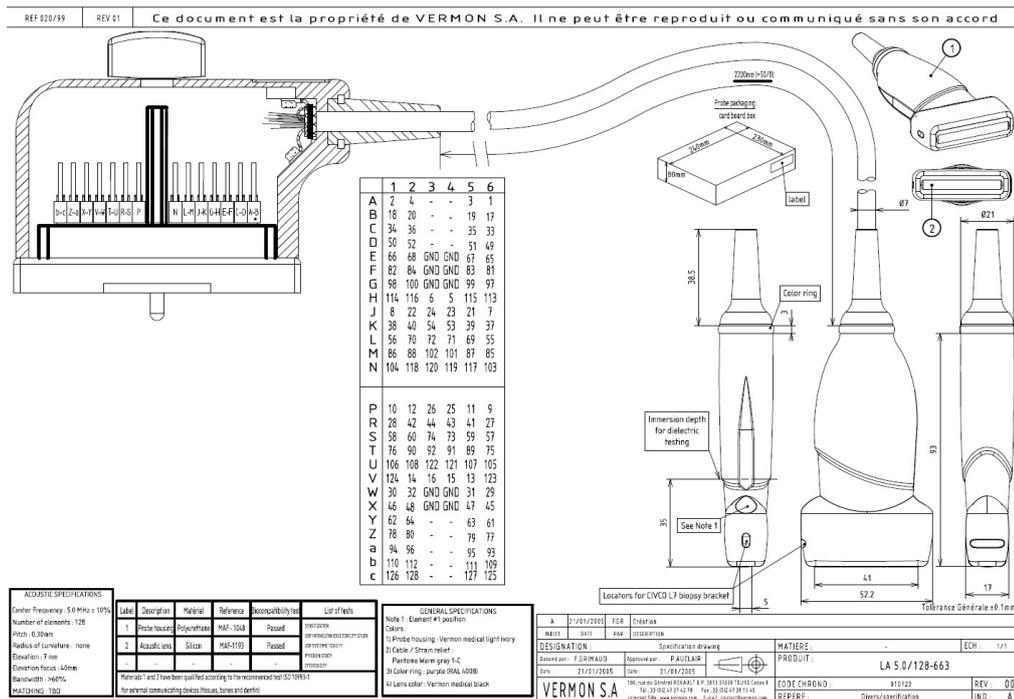


Tabelle D.1. 5 MHz linearer Ultraschallwandler der Firma Vermon



---

## Literaturverzeichnis

- [1] **ADONIS** 2008. Accurate Diagnosis of Prostate Cancer using Optoacoustic Detection of Biologically Functionalized Gold Nanoparticles - A new Integrated Biosensor System, Specific Targeted Research Project no NMP4-CT-2005-016880, gefördert durch das 6. Framework-Programm der Europäischen Kommission.
- [2] **Bachmann P.G.H.** 1894 (2006). Die Analytische Zahlentheorie. University of Michigan Library, ISBN 141818540X.
- [3] **Bertora, Pellegretti, Questa, Parodi, Curletto** 2004. A New Flexible Digital Research Platform Based on a Standard Ultrasound Scanner: Results and Applicative Perspectives. IEEE International Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control Joint 50th Anniversary Conference : 2049-2052.
- [4] **Bidgood, Horii** 1992. Introduction to the ACR-NEMA DICOM Standard. RadioGraphics 12 : 345-355.
- [5] **Bidgood, Horii, Prior, Van Syckle** 1997. Understanding and Using DICOM, the Data Interchange Standard for Biomedical Imaging. Journal of the American Medical Informatics Association 4 : 199-212.
- [6] **Borghi C., Aiani L., Sopransi M, Belloni G., Martegani A.** 2004. Current State of the Use of Sonographic Contrast Agents with Low Acoustic Pressure Techniques in the Study of Focal Liver Lesions. La Radiologia medica 107(3) : 174-186.
- [7] **Carol Rumack** 1998. Diagnostic Ultrasound: 2-Volume Set. Elsevier Science Health Science. ISBN 0323020232.
- [8] **Carr J., Beatson R. K., C. J. B. u.** 2001. Reconstruction and Representation of 3D Objects with Radial Basis Functions. SIGGRAPH 01: Proceedings of the 28th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques : 67-76.
- [9] **Chaussy u.a.** 2002. First Clinical Experience With Extracorporeally Induced Destruction of Kidney Stones by Shock Waves. The Journal of Urology Nr. 5 : 1957-1960.
- [10] **Chen J-F., Fowlkes J., Carson P., Rubin J.** 1997. Determination of Scan-Plane Motion using Speckle Decorrelation: Theoretical Considerations and Initial Test. International Journal of Imaging Systems Technology 8 : 38-44.
- [11] **Chiang A., Chang P., Broadstone S.** 2000. PC-based Ultrasound Imaging System in a Probe. IEEE Ultrasonics Symposium : 1255-1260.

- [12] **Contextvision** 2008. GOPView OSXI, <http://www.contextvision.se/?id=1581>.
- [13] **CSonic-MBES** 2009. Unterwasserinspektion von Schiffshüllen, Piers und Anlegestellen durch autonome Unterwasser-Fahrzeuge „MBES“, gefördert durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie (BMW) im Rahmen der Fördermaßnahme Schifffahrt und Meerestechnik.
- [14] **Curie J., Curie P.** 1880. Development par pression de l'électricité polaire dans les cristaux hémiedres à faces inclinées. Comptes Rendus 91.
- [15] **de Icaza M., Jepson B.** 2002. Mono & the .NET Framework. Dr. Dobbs's Journal 27 : 21-26.
- [16] **Deck, Müller, Stotzka** 2003. Rekonstruktion von Geschwindigkeits- und Absorptionsbildern eines Ultraschall-Computertomographen. Bildverarbeitung für die Medizin 2003:136-140.
- [17] **Dhawan A., Huang H., Kim D.** 2008. Principles and Advanced Methods in Medical Imaging and Image Analysis. World Scientific Publishing Company, ISBN 9812705341.
- [18] **DIN** 2006. Ultraschall - Impuls-Echo-Scanner - Teil 1: Verfahren für die Kalibrierung von räumlichen Messsystemen und Messung der Charakteristik der Punktverwaschungsfunktion des Systems (IEC 61391-1:2006). Beuth.
- [19] **Dolezal L., Mazura J., Tesarík J., Kolárová H., Korpas D., Binder S., Hálek J.** 2007. Derivation of Sonograph Quality Parameters by the Use of Point Spread Function Analysis. Physiological Research : 69-76.
- [20] **Fenster A., Surrya K., Smitha W., Gill J.** 2002. 3D Ultrasound Imaging: Applications in Image-Guided Therapy and Biopsy. Computers and Graphics 26 : 557-568.
- [21] **Fournelle M., Maass K., Fonfara H., Welsch H-J., Hewener H., Günther C., Lemor R.** 2008. A Combined Platform for B-Mode and Real-Time Optoacoustic Imaging based on Raw Data Acquisition. The Journal of the Acoustical Society of America : 3641.
- [22] **GE Medical** 2009. Brochure Logiq e9 Ultrasound Imaging System. <http://www.gehealthcare.com/eude/ultrasound/products/general-imaging/logiq-e9/index.html>.
- [23] **Gee A., Housden J., Hassenpflug P., Treece G., Prager R.** 2005. Sensorless Freehand 3D Ultrasound in Real Tissue: Speckle Decorrelation without Fully Developed Speckle, <http://mi.eng.cam.ac.uk/reports/svr-ftp/>.
- [24] **Gilliam A., Hossack J., Acton S.** 2006. Freehand 3d Ultrasound Volume Reconstruction via Sub-Pixel Phase Correlation. IEEE ICIP : 279-284.
- [25] **Gough P.T., Hawkins D.W.** 1997. Imaging Algorithms for Strip-map Synthetic Aperture Sonar: Minimizing the effects of aperture errors and aperture undersampling. IEEE Journal of Oceanic Engineering : 27-39.
- [26] **Haid M., Link M., Marquardt G., Melander S., Schneider U.** 2005. Indoor Navigation Based on Low Cost Inertial Sensors with Kalman Filtering and Error Modelling. ICNAAM 2005.
- [27] **Haider B., Levin P.A., Thomenious K.** 1995. Pulse Elongation and Deconvolution Filtering for Medical Ultrasonic Imaging. IEEE Ultrasonics Symposium : 1303-1308.
- [28] **Hassenpflug P., Prager R., Treece G., Gee A.** 2005. Speckle Classification for Sensorless Freehand 3D Ultrasound, <http://mi.eng.cam.ac.uk/reports/svr-ftp/>.

- [29] **Hewener H., Hoss M., Tretbar S., Günther C., Lemor R.** 2005. Diagnose und Therapiekontrolle - Ein System zur Aufnahme, Verarbeitung und Visualisierung von registrierten Freihand-3d-Ultraschall-Daten. *Bildverarbeitung für die Medizin* 2005:302-306.
- [30] **Hsu P.-W., Prager R., Gee A., Treece G.** 2009. Freehand 3D Ultrasound Calibration: A Review. *Advanced Imaging in Biology and Medicine* : 47-84.
- [31] **Hundt E., Trautenberg E.** 1980. Digital Processing of Ultrasonic Data by Deconvolution. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics SU-27* : 249-252.
- [32] **Irwin M., Downey D., Gardi L., Fenster A.** 2008. Registered 3-D Ultrasound and Digital Stereotactic Mammography for Breast Biopsy Guidance. *IEEE Transactions on medical imaging* Vol. 27 : 391-401.
- [33] **Jensen J-A.** 1991. A Model for the Propagation and Scattering of Ultrasound in Tissue. *Acoustical Society of America Journal* : 182-190.
- [34] **Lemor R.** 2001. Nicht-invasive Kontrolle thermischer Therapien mit Hilfe des Ultraschalls. Humboldt-Universität zu Berlin, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät I .
- [35] **Lemor R., Weber P., Fonfara H., Guenther C., Welsch H.-J., Hoss M.** 2003. A New Combined Open Research Platform For Ultrasound Radio Frequency Signal Processing. *IEEE Ultrasonics Symposium* : 33-37.
- [36] **Lester W. Schmerr** 2008. *Fundamentals of Ultrasonic Nondestructive Evaluation: A Modeling Approach*. Springer Verlag, ISBN 0306457520.
- [37] **Mathworks Matlab** 2009. <http://www.mathworks.de/products/matlab/>.
- [38] **MedCom** 2009. <http://www.medcom-online.de/applications/radio/scannt/scannt.htm>.
- [39] **Mercier L., Lango T., Lindseth F.** 2005. A Review of Calibration Techniques for Freehand 3-D Ultrasound Systems. *Ultrasound in Medicine and Biology* 31 : 143-165.
- [40] **Mimics Medical Solutions** 2008. [www.materialise.com/mimics](http://www.materialise.com/mimics).
- [41] **Mo, DeBusschere, Bai, Napolitano, Irish, Marschall, McLaughlin, Yang, Carson, Fowlkes** 2007. Compact Ultrasound Scanner with Built-in Raw Data Acquisition Capabilities. *IEEE Ultrasonics Symposium* : 2259-2262.
- [42] **MUST** 2005. Multidimensional Ultrasonic Scanning Technology to Reduce Cancer Death Rate through Fast and Accurate Diagnosis - Particularly of Breast Cancer, Specific Targeted Research Project no CRAFT-2003 - 508252, gefördert durch das 6. Framework Programm der Europäischen Kommission.
- [43] **Napolitano D., Ching-Hua C., McLaughlin G.W., DeBusschere D., Mo L.Y., Ting-Lan J.** 2003. Zone-Based B-mode Imaging. *IEEE Symposium on Ultrasonics* : 25-28.
- [44] **National Electrical Manufacturers Association** 2008. *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*.
- [45] **National Institute of Standards and Technology (NIST)** November 26, 2001. Announcing the Advanced Encryption Standard (AES). *Federal Information Processing Standards Publication* 197.

- [46] **Nock, Brunke, Jiang, Mai** 2002. A New Medical Ultrasound Research Interface. IEEE Ultrasonics Symposium : 1571-1573.
- [47] **Nock, Brunke, Jiang, Mai** 2006. An Ultrasound Research Interface for a Clinical System. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control : 1759-1771.
- [48] **Philips QLAB** 2009. [http://www.medical.philips.com/main/products/ultrasound/technologies/qlab/qlab\\_main.wpd](http://www.medical.philips.com/main/products/ultrasound/technologies/qlab/qlab_main.wpd).
- [49] **Platt, D. S.** 2002. Introducing Microsoft .Net, Second Edition. Microsoft Press, ISBN 073561377X.
- [50] **Ramm O.T., Thurstone F.L.** 1976. Cardiac Imaging using a Phased Array Ultrasound System. I. System design. Circulation, Vol 53 : 258-262.
- [51] **Shamdasani, Bae, Sikdar, Yoo, Karadayi, Managuli, Kim** 2008. Research Interface on a Programmable Ultrasound Scanner. Ultrasonics 48 : 159-168.
- [52] **Siemens Healthcare** 2009. Syngio US workspace <http://www.medical.siemens.com/>.
- [53] **Sipser M.** 1996. Introduction to the Theory of Computation. SIGACT News 27 : 27-29.
- [54] **SKINSPECTION** 2009. Multimodal Skin Inspection with Hybrid Acoustic and Optical Spectroscopic Imaging, Specific Targeted Research Project no HEALTH-F5-2008-201577, gefördert durch das 7. Framework-Programm der Europäischen Kommission.
- [55] **Somer, J. C.** 1968. Electronic Sector Scanning for Ultrasonic Diagnosis. Ultrasonics 6 : 153-159.
- [56] **Stephen McAleavey** 2004. URI/Field-II Interface Tools. Duke University, <http://www.bme.rochester.edu/research/mcaleavey/uri/>.
- [57] **Taxt T.** 1995. Restauration of Medical Ultrasound Images using Two-Dimensional Homomorphic Deconvolution. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control 42 : 543-544.
- [58] **Taxt T.** 2001. Three-Dimensional Blind Deconvolution of Ultrasound Images. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control 48 : 867-871.
- [59] **Taxt T., Strand J.** 1997. Comparison of Cepstrum-based Methods for Radial Blind Deconvolution of Ultrasound Images. IEEE Transactions on Ultrasound Vol. 44 : 666-674.
- [60] **Terason Research** 2009. <http://www.terason.com/products/oem.asp>.
- [61] **Tita R., Holler W., Huth S., Lueth T.** 2006. Near Real Time Tomographic 3D Reconstruction with the Use of the PC Graphics Accelerator. IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for intelligent systems : 279-284.
- [62] **Treece G., Gee A., Prager R.** 2002. High Resolution Freehand 3D Ultrasound, <http://mi.eng.cam.ac.uk/reports/svr-ftp/>.
- [63] **Tretbar S., Federspil P., Plinkert P.** 2009. Accuracy of Ultrasound Measurements for Skull Bone Thickness using Coded Signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 56 : 733-740.

- [64] **VDE-Verband** 2008. *IEV 801-21-04*. VDE, Frankfurt. <<http://www.vde.com/DE/DKE/ONLINE-SERVICE/Seiten/IEV-Woerterbuch.aspx?search=801-21>>.
- [65] **Visage Imaging** 2008. Amira - A Tool for Scientific Visualization, <http://www.amiravis.com/>.
- [66] **Vision Lab, Department of Physics, University of Antwerp** 2008. Fastra GPU SuperPC, <http://fastra.ua.ac.be/en/index.html>.
- [67] **Wagner R.F., Wilson S.R.** 1983. Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics SU-30 : 156–163.
- [68] **Wan S., Raju B.** 2003. Robust Deconvolution of High-Frequency Ultrasound Images Using Higher-Order Spectral Analysis and Wavelets. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control 50 : 1286-1295.
- [69] **Weiss E., Anastasiadis P., Pilarczyk G., Lerner R.M., Zinin P.V.** 2007. Mechanical Properties of Single Cells by High-Frequency Time-Resolved Acoustic Microscopy. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control : 2257-2271.
- [70] **Welch J.N., Johnson J.A., Bax M.R., Badr R., Shahidi R.** 2000. A Real-Time Freehand 3D Ultrasound System for Image-Guided Surgery. Ultrasonics Symposium : 1601-1604.
- [71] **Wilson, Zagzebski, Varghese, Chen, Rao** 2006. The Ultrasonix 500RP: A Commercial Ultrasound Research Interface. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control 53 : 1772-1782.
- [72] **Yakang D., Jie T., Jian X., Jiangang L.** 2006. A Qualitative and Quantitative Interaction Technique for Freehand 3D Ultrasound Imaging. IEEE EMBS Annual Conference : 2750-2753.



---

## Abbildungsverzeichnis

1.1	Entwicklungsprozess neuer Verfahren in der medizinischen Bildgebung	10
2.1	Überblick über kommerziell erhältliche Forschungssysteme	15
2.2	Überblick über Schnittstellen zu Messdaten der kommerziell erhältlichen Forschungssysteme	15
2.3	Überblick über Parametrisierungsschnittstellen kommerziell erhältlicher Forschungssysteme	16
2.4	Rekonstruktion eines nicht als Schicht messbaren Ultraschallschnitts (rot) auf Basis eines Volumendatensatzes (grün) anhand vieler Einzelschichten (z.B. schwarz). Zugang zur Zielstruktur (grau) nur durch Zwischenräume von Knochen (weiß) erreichbar (schwarze Markierung) (links)	17
2.5	Multimodale Bildgebung Ultraschall/CT (Quelle: GE healthcare, Logiq e9-System)	19
2.6	Hochfrequentes Ultraschallsystem mit mechanischem Scanning beispielsweise für Dermatologie oder Ultraschallmikroskopie	20
2.7	Matrix-Ultraschallwandler zum Einsatz in der Kardiologie (Siemens)	21
2.8	Skizze eines Freihand-3d-Ultraschallsystems mit integriertem Beamformer und Computer, externem Kameratrackingsystem und Erkennungsstruktur am Ultraschallwandler	22
2.9	Elektromagnetisches Trackingsystem trackSTAR (Quelle: Ascension Technology Corp.): Auswerteelektronik (oben links), Magnetfeldgenerator (unten links), Sensorbeispiele (rechts)	24
2.10	Optische Positionserfassung, Quelle: NDI Digital, Funktionsweise Stereo-Infrarot- Kamera (links) und Arbeitsvolumen (rechts)	25
2.11	Mechanisches Trackingsystem microScribe (Quelle: Immersion Corp., links), Intertialsensorik der Fraunhofer TEG (rechts)	25
3.1	Skizzierung eines einkanaligen Ultraschallmesssystems	31
3.2	A-Scan Darstellung einer 1d-Messung: Messung der Druckamplitude über die Zeit	31
3.3	Skizzierung eines mehrkanaligen Ultraschallmesssystems	32
3.4	Ablauf des Beamforming-Prozesses und der Signalverarbeitung	34
3.5	Skizze möglicher Scanbereiche durch Nutzung des Beamformings: Linear-Scan durch symmetrische 1d-Delaykurven (links), Phased-Scan durch asymmetrische 1d-Delaykurven (mittig), Volumen-Scan durch asymmetrische 2d-Delaykurven (rechts)	35
3.6	Darstellung von RAW-Mode-Daten: unrekonstruierte Wellenfronten in den Kanaldaten (links), in Software rekonstruiertes B-Bild analog zur <i>Delay-and-Sum-</i> Technik (rechts)	36
3.7	Bestimmung der Korrekturmatrix zwischen Bildebene und Sensorursprung	37

3.8	Positions- und lagebasierte Volumenrekonstruktion von Freihand-3d-Messdaten . . . . .	38
3.9	Transformation einzelner Schichten in ein Rekonstruktionsvolumen . . . . .	38
3.10	Positionsbasierte Volumenrekonstruktion live während der Aufnahme . . . . .	39
3.11	Positionsbasierte Volumenrekonstruktion nach Aufnahme aller Schichtdaten . . . . .	41
4.1	Verarbeitungsschritte eines Ultraschallsystems und gewünschte Datenextraktionsstellen bei einem Forschungssystem . . . . .	45
5.1	Schichtdickenauflösung (links), Voxelauflösung eines Volumendatensatzes (rechts) . . . .	51
5.2	Schalldruckverteilung eines Ultraschallarraywandlers mit elektronischer Fokussierung .	53
6.1	Algorithmus der komplexeren Volumenrekonstruktion . . . . .	58
6.2	Volumendarstellung mit Farbkodierung von verfügbaren Messdaten pro Voxel einer typischen „Sweep“-3d-Freihand-Aufnahme ohne zusätzliche Nachbarschaft (links), Nachbarschaft bis 2 mm Entfernung (mittig), Nachbarschaft bis 3 mm Entfernung (rechts) . . . . .	60
6.3	Architektur eines Prozessors mit wenigen Rechenwerken (ALU's) (links) im Vergleich zur Architektur einer hochparallelen Grafikkarte mit vielen Rechenwerken (rechts), Darstellung: NVidia . . . . .	63
7.1	Überblick über die Hauptkomponenten des Softwarekonzeptes . . . . .	69
7.2	Überblick über Schnittstellen der Signalgebungsparametrisierung des DiPhAS- Forschungssystems mit zusätzlicher „closed-loop“-Gerätesteuerung . . . . .	71
7.3	Gehäuse der integrierten DiPhAS Hardwareplattform inkl. Computer . . . . .	73
7.4	DiPhAS Hardwarekomponenten inkl. Computer (links), Beispielkonfiguration auf Basis eines kompakten Rollwagens (rechts) . . . . .	73
7.5	Überblick über den modularen Aufbau der Softwarepakete für Betrieb und Programmierung . . . . .	75
7.6	Offline-Analyseprogramm zur Auswertung von Messungen, Entwicklung und Test von neuen Filteralgorithmen . . . . .	77
8.1	Simulation der Ultraschallabbildung (links) benachbarter Punktrefektoren im Fokus mit unterschiedlichen lateralen Abständen (0,5 mm, 0,75 mm, 1 mm, 1,5 mm, von oben nach unten) und lateraler Schnitt durch das Maximum (rechts) bei Nutzung eines linearen Ultraschallwandlers mit 5 MHz Mittenfrequenz und 0,3 mm Elementabstand bei Pulsanregung . . . . .	80
8.2	Ultraschallbild (7 MHz, linear) von Nylonfäden (100 $\mu$ m Durchmesser) mit Abständen: 3mm, 2mm, 1mm (von links nach rechts) (links), Ultraschallbildgebung axialer Auflösungsphantom-Strukturen (rechts) . . . . .	81
8.3	Transversalschnitte (40x40mm) in Zentimeterabständen durch simulierte 3d-Schalldruckverteilung eines 5 MHz linear Ultraschallwandlers mit elektronischer Fokussierung auf 40 mm, Apertur mit 32 Elementen mit Elementabstand 0,3 mm . . .	82
8.4	Simulation der Schalldruckverteilung eines 5 MHz-linear-Ultraschallwandlers, elektronische Fokussierung bei 40 mm, Apertur mit 32 Elementen (0,3 mm Abstand): v.l.n.r: Frontalschnitt (X-Z), Sagittalschnitt (Y-Z), Frontalansicht 3d, Sagittalansicht 3d (rotes Volumen 0db bis -3 db, gelbes Volumen -3 db bis -6 db, oranges Volumen -6 db bis -10 db) . . . . .	83
8.5	Messplatz für Schalldruckverteilung (Quelle: IBMT) . . . . .	83
8.6	Maximaler Schalldruck im gemessenen Ultraschallfeld: Transversalschnitte (40x40mm, X-Y) in konstanten axialen Abständen vom Ultraschallwandler entfernt . .	84

8.7	Maximaler Schalldruck im gemessenen Ultraschallfeld zu jeder Volumenposition in Schichtdarstellung (links) und Volumendarstellung (rechts) . . . . .	85
8.8	Messung der Punktverwaschfunktion (PSF) in der 2d-Ultraschallschicht (Bild) anhand normierter FWHM (blau) und FWQM (rot), bezogen auf Darstellungamplitudenintensität . . . . .	86
8.9	Gemessene Tiefenabhängigkeit der Punktverwaschfunktion PSF in der Ultraschallschicht (links), Modell der Tiefenabhängigkeit (rechts) . . . . .	86
8.10	Gemessene Tiefenabhängigkeit der elevationalen Komponente der Punktverwaschfunktion PSF in der Ultraschallschicht (links), 3d-Modell der Tiefen-abhängigkeit (rechts) . . . . .	87
8.11	Vermessene PSFs als Referenzen für unterschiedliche Tiefen . . . . .	87
8.12	geometriebasierte Rekonstruktion einer Punktantwort (links), komplexe Rekonstruktion einer Punktantwort (rechts) . . . . .	88
8.13	komplexe Volumenrekonstruktion der Kugel mit Blasen: simple Volumenrekonstruktion zum Vergleich (oben links), komplexe Rekonstruktion mit starker Gewichtung der PSF (oben rechts), komplexe Rekonstruktion mit geringerer Gewichtung der PSF (unten links) . . . . .	89
8.14	Medizinprodukt zur Navigation und Therapiekontrolle: „SonoPilot thermo“ . . . . .	94
8.15	Benutzeroberfläche des SonoPilot thermo, Hauptmenü vor Beginn der Anwendung . . . . .	95
8.16	Benutzeroberfläche der Navigation des SonoPilot thermo, 3d-Ansicht der Messschicht mit koregistrierter Darstellung des Punktionskanals und Applikatorposition . . . . .	96

# Lebenslauf

## Holger Hewener

Geboren am	11. Februar 1980
Familienstand	Ledig
Staatsbürgerschaft	deutsch
Adresse	Talstrasse 61 D-66119 Saarbrücken
Ausbildung	
Aug. 1986 - Aug. 1990	Grundschule in Wadgassen
Aug. 1990 - Aug. 1999	Robert-Schuman-Gymnasium in Saarlouis, Abschluss: Abitur
Berufserfahrung	
Okt. 2001 - Dez. 2003	Tätigkeit als Hilfswissenschaftler, Lehrstuhl für theoretische Elektrotechnik (Prof. Dycij Edlinger) an der Universität des Saarlandes
Jan. 2004 - Jan. 2005	Tätigkeit als Hilfswissenschaftler, Fraunhofer Institut für Biomedizinische Technik (St. Ingbert)
Feb. 2005 - aktuell	wissenschaftlicher Mitarbeiter, Fraunhofer Institut für Biomedizinische Technik (St. Ingbert)
Fremdsprachen	englisch (sehr gute Kenntnis in Wort und Schrift), französisch (Schulkenntnisse), latein (Schulkenntnisse)

## Studium und Weiterbildung

Okt. 2000 - Nov. 2004	Studium der Informatik an der Universität des Saarlandes (Nebenfach Medizintechnik)
Nov. 2004	Abschluss Diplom-Informatiker, Diplomarbeit: „Untersuchung von Verfahren zur Rekonstruktion, Filterung und Visualisierung dreidimensionaler medizinischer Ultraschall-Daten“, Note „sehr gut (1,5)“

## Publikationen

2004	H.J. Hewener, M. Hoss, S.H. Tretbar, R.M. Lemor <i>3d-Ultraschall Punktionshilfe zur Verbesserung der Applikatorführung bei der interstitiellen Hochfrequenztherapie (HFITT)</i> , Biomedizinische Technik BMT Illmenau, 2004
2005	S. Häckes, H.J. Hewener, S.H. Tretbar, R.M. Lemor <i>Automatic detection of anatomical relevant structure in orthopaedics in ultrasound volume data with model based algorithm</i> , Biomedizinische Technik BMT Nürnberg, 2005
	H.J. Hewener, M. Hoss, S.H. Tretbar, C.G. Günther, R.M. Lemor <i>Diagnose und Therapiekontrolle - Ein System zur Aufnahme, Verar-</i>

*beitung und Visualisierung von registrierten Freihand-3d-Ultraschall-Daten*, Bildverarbeitung für die Medizin 2005, Heidelberg

2007

H.J. Hewener, R.M. Lemor *Increasing the 3d ultrasound resolution using improved reconstruction techniques of freehand 3d US data in consideration of ultrasound beamforming characteristics*, Biomedizinische Technik BMT Aachen, 2007

M. Fournelle, K. Maass, H. Fonfara, H.-J. Welsch, H.J. Hewener, C. Günther, R.M. Lemor *Real-time Optoacoustic Imaging using Near-infrared Absorbing Gold Nanoshells for Contrast Enhancement*, IEEE International Ultrasonics Symposium, New York

H.J. Hewener, R.M. Lemor *Deconvolution of medical ultrasound data with consideration of the pressure field, the excitation pulse and focussing*, 3. Remagener Physiktage (RPT 2007), Remagen

2008

H.J. Hewener, R.M. Lemor *Deconvolution of freehand 3d ultrasound data using improved reconstruction techniques in consideration of ultrasound point spread functions*, Acoustics 2008, Paris

M. Fournelle, K. Maass, H. Fonfara, H.-J. Welsch, H.J. Hewener, C. Günther, R.M. Lemor *A combined Platform for B-Mode and Real-time Optoacoustic Imaging based on Raw Data Acquisition*, Journal Acoustic Society of America 2008

M. Fournelle, C. Günther, H.J. Hewener, H. Fonfara, H.-J. Welsch, K. Maass, R.M. Lemor *A Multichannel System for Real-time Optoacoustics and its Suitability for Molecular Imaging*, 4th Congress for Medical and Biomedical Engineering 2008, Antwerpen (Belgien), 2008

H.J. Hewener, R.M. Lemor *Deconvolution of freehand 3d ultrasound data using improved reconstruction techniques in consideration of ultrasound point spread functions*, 4th Congress for Medical and Biomedical Engineering 2008, Antwerpen (Belgien), 2008

2009

H.J. Hewener, H.-J. Welsch, C. Günther, H. Fonfara, S.H. Tretbar, R.M. Lemor *A highly customizable ultrasound research platform for clinical use with a software architecture for 2d-/3d-reconstruction and processing including closed-loop control*, Medical Physics and Biomedical Engineering World Congress 2009, München

M. Fournelle, H.J. Hewener, H.-J. Welsch, H. Fonfara, R.M. Lemor *Freehand 3d optoacoustic imaging of vasculature*, IEEE International Ultrasonics Symposium 2009, Rom

Saarbrücken, 21. September 2009

