

Gregor F. Schwarzenberg

Untersuchung der Abbildungs- eigenschaften eines 3D-Ultra- schall-Computertomographen

zur Berechnung der 3D-Abbildungsfunktion und
Herleitung einer optimierten Sensorgeometrie



Gregor F. Schwarzenberg

**Untersuchung der Abbildungseigenschaften
eines 3D-Ultraschall-Computertomographen**

zur Berechnung der 3D-Abbildungsfunktion und Herleitung
einer optimierten Sensorgeometrie

Karlsruhe Series on Intelligent Sensor-Actuator-Systems
Volume 6

ISAS | Universität Karlsruhe (TH)
Intelligent Sensor-Actuator-Systems Laboratory

Edited by Prof. Dr.-Ing. Uwe D. Hanebeck

Untersuchung der Abbildungs- eigenschaften eines 3D-Ultraschall- Computertomographen

zur Berechnung der 3D-Abbildungsfunktion und
Herleitung einer optimierten Sensorgeometrie

von
Gregor F. Schwarzenberg



universitätsverlag karlsruhe

Dissertation, Universität Karlsruhe (TH)
Fakultät für Informatik, 2008

Impressum

Universitätsverlag Karlsruhe
c/o Universitätsbibliothek
Straße am Forum 2
D-76131 Karlsruhe
www.uvka.de



Dieses Werk ist unter folgender Creative Commons-Lizenz
lizenziert: <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/de/>

Universitätsverlag Karlsruhe 2009
Print on Demand

ISSN: 1867-3813
ISBN: 978-3-86644-393-8

**Untersuchung der Abbildungseigenschaften eines
3D-Ultraschall-Computertomographen zur
Berechnung der 3D-Abbildungsfunktion und
Herleitung einer optimierten Sensorgeometrie**

zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Ingenieurwissenschaften

der Fakultät für Informatik
der Universität Fridericiana zu Karlsruhe (TH)

vorgelegte

Dissertation

von

Gregor F. Schwarzenberg

aus Dubna (Russische Föderation)

Tag der mündlichen Prüfung: 16.12.2008

Erster Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Uwe D. Hanebeck

Zweiter Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Hartmut Gemmeke

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die zum Erfolg dieser Arbeit beigetragen haben. Dem Institutsleiter Prof. Dr. rer. nat. Gemmeke, meiner Betreuerin Dr. Nicole Rüter sowie den Initiatoren des Projektes Ultraschall-Computertomographie Dr. Rainer Stotzka und Dr. Jan Würfel danke ich für die Gelegenheit, eine Dissertation an einem bislang weltweit einmaligen Gerät durchführen zu können.

Prof. Dr. rer. nat. Gemmeke danke ich vor allem auch dafür, dass er sich zielstrebig und unbeirrbar für den Bestand und die Fortführung dieser Thematik eingesetzt hat.

Dr. Nicole Rüter gilt mein besonderer Dank für die vielen wertvollen Tipps und die globale Sichtweise auf die lokalen Probleme dieser Arbeit.

Großer Dank gilt den Mitarbeitern des Instituts für Prozessdatenverarbeitung und Elektronik am Forschungszentrum Karlsruhe, die durch ihre aktive Mitarbeit und die angenehme Arbeitsatmosphäre entscheidend zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Prof. Dr.-Ing. Hanebeck danke ich für seine engagierte Betreuung, durch die ich auch zu vollkommen neuen Einblicken in die Wahrscheinlichkeitstheorie finden konnte.

Der Grid-Gruppe unter der Leitung von Dr. Rainer Stotzka sei für die zur Verfügung gestellte Rechenleistung gedankt, ohne die viele Resultate in dieser Form nicht hätten präsentiert werden können.

Michael Zapf unterstützte mich besonders mit seinen unermüdlichen und hochkreativen Diskussionen zu einzelnen Themen dieser Arbeit.

Lutz Berger verdanke ich neben der inspirierenden Zusammenarbeit vor allem auch die beeindruckenden CAD-Grafiken für die nächste Generation des 3D-Ultraschall-Computertomographen.

Bei den Studenten Ursula Johann, Torsten Hopp, Marc Weber, José Espejo und Uwe Mayer möchte ich mich für ihren unermüdlichen Einsatz rund um das Thema dieser Dissertation bedanken.

Margarethe, meiner Perle und Ehefrau, danke ich für ihre beispiellose Unterstützung. Durch ihr großes Verständnis hat sie mir den nötigen Freiraum ermöglicht, ohne den der erfolgreiche Abschluss dieser Arbeit nicht denkbar gewesen wäre.

Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern für den Weg, den sie mir eröffnet haben sowie für ihr unumstößliches Vertrauen in mich.

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Symbolverzeichnis	IX
Zusammenfassung	XIV
1 Einleitung	1
1.1 Anforderung und Ziele	1
1.2 Stand der Technik	3
1.3 Beitrag dieser Arbeit	4
1.4 Übersicht über diese Arbeit	5
2 3D-Ultraschall-Computertomographie	7
2.1 Einleitung	7
2.2 Stand der Technik	7
2.2.1 Konventioneller Ultraschall	7
2.2.2 Ultraschall-Computertomographie	9
2.2.3 3D-Ultraschall	10
2.3 Systembeschreibung	11
2.3.1 Messungen	13
2.4 Einflussfaktoren auf die Abbildungsqualität	15
2.4.1 Bildrekonstruktion	16
2.4.2 Signalvorverarbeitung	24
2.4.3 Sensoreigenschaften	26
2.4.4 Sensorgeometrie	30
2.5 Wesentliche Ergebnisse des Kapitels	32
3 Berechnung der 3D-Abbildungsfunktion	35
3.1 Einleitung	35
3.2 Stand der Technik	36
3.2.1 Indirekte Bestimmung der Abbildungsfunktion	36
3.2.2 Theoretische Herleitung der Abbildungsfunktion	38
3.2.3 Numerische Bestimmung der Abbildungsfunktion	39
3.2.4 Fazit	39
3.3 Analyse des SAFT-Algorithmus	39
3.3.1 Nichtlineare Rückprojektion	40
3.3.2 Abbildung eines Punktes	42
3.4 Herleitung der Methode zur Bestimmung der 3D-Abbildungsfunktion	48
3.4.1 Rasterbasierter Ansatz	48
3.4.2 Geometrischer Ansatz	49
3.4.3 Möglichkeiten und Komplexität des geometrischen Ansatzes	50
3.5 Wesentliche Ergebnisse des Kapitels	53

4	Methoden zur Optimierung der Sensorgeometrie	55
4.1	Einleitung	55
4.2	Stand der Technik	56
4.2.1	Sensoranordnung bei Gruppenantennen	56
4.2.2	Optimale Geometrie zur Lokalisierung	57
4.3	Simulationsumgebung	57
4.3.1	Geometrischer Ausbreitungsverlust und Sensorcharakteristik	60
4.3.2	Dämpfung durch biologisches Gewebe	62
4.3.3	Reflexionsverhalten des Punktstreuers	63
4.4	Evaluierung der räumlichen Auflösung	64
4.5	Evaluierung des Bildkontrastes	64
4.6	Evaluierung der Objektausleuchtung	66
4.7	Neue Sensorgeometrie	68
4.7.1	Randbedingung für die Sensorpositionierung	68
4.7.2	Ausrichtung der Sensoren	70
4.8	Bewertung einer Sensorgeometrie	71
4.9	Wesentliche Ergebnisse des Kapitels	71
5	Methoden zur Verbesserung der Bildqualität	73
5.1	Einleitung	73
5.2	Stand der Technik	73
5.2.1	Entfaltung auf Signalebene	73
5.2.2	Stochastische Bildrekonstruktion	75
5.3	Signalvorverarbeitung	75
5.3.1	Modell-basierte Pulsdetektion	76
5.3.2	Weiterverarbeitung nach der Pulsdetektion	79
5.4	Stochastische Bildrekonstruktion	81
5.4.1	Kalman-Filter	82
5.4.2	Rekonstruktion über verteilte Kalman-Filter	83
5.4.3	Bildgenerierung	84
5.5	Wesentliche Ergebnisse des Kapitels	86
6	Resultate	87
6.1	Einleitung	87
6.2	Abbildungseigenschaften des aktuellen 3D-USCT	87
6.2.1	Auflösungsvermögen	87
6.2.2	Bildkontrast	95
6.2.3	Objektausleuchtung	100
6.3	Optimierung der Sensorgeometrie	101
6.3.1	Optimale Sensorgeometrie zur Objektausleuchtung	103
6.3.2	Optimale Sensorgeometrie für die Auflösung	106
6.3.3	Optimale Sensorgeometrie zum Bildkontrast	107
6.3.4	Zusammenführung der Bewertungen	108
6.4	Verbesserung der Bildqualität	111
6.4.1	Signalvorverarbeitung	113
6.4.2	Stochastische Bildrekonstruktion	114
6.5	Wesentliche Ergebnisse des Kapitels	118

7 Zusammenfassung, Diskussion und Ausblick	121
7.1 Diskussion	124
7.2 Ausblick	127
Literaturverzeichnis	129

Symbolverzeichnis

Notation allgemein

i, j, m, n	Ganzzahlige Skalare
K, L, M, N	Ganzzahlige Skalare
$\vec{p}, \vec{x}, \vec{y}$	Positionsvektor im Raum
x'	Änderung eines Wertes x
\tilde{x}	Gemessener und damit fehlerbehafteter Wert einer Größe x

Abkürzungen

3D-USCT	3D-Ultraschall-Computertomograph, Seite 1
A-Scan	Amplituden-Scan: Aufnahmesignal eines Ultraschallsensors, das den Druck über der Zeit aufträgt, Seite 14
FWHM	Halbwertsbreite (<i>full width at half maximum</i>), Seite 49
SAFT	<i>Synthetic aperture focusing technique</i> , Algorithmus für die Bildrekonstruktion, Seite 20
SEK	Sender-Empfänger-Kombination(en), Seite 14
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis (<i>signal-to-noise ratio</i>), Seite 24
TOA	Ankunftszeit (<i>time of arrival</i>) eines Pulses bezogen auf den Pulsbeginn, Seite 24

Physikalische Parameter und Funktionen

$\delta(t)$	Dirac-Impuls, Seite 17
λ	Wellenlänge eines Ultraschallpulses, Seite 21
ϑ	Temperatur des Koppelmediums Wasser, Seite 22
$B(\vec{x}_1, \vec{x}_2)$	Einfluss der Dämpfung des Brustgewebes auf die Amplitude eines Pulses zwischen den Punkten \vec{x}_1 und \vec{x}_2 , Seite 56
$G(\vec{x}_1, \vec{x}_2)$	Geometrischer Ausbreitungsverlust auf die Amplitude eines Pulses auf dem Weg zwischen \vec{x}_1 und \vec{x}_2 , Seite 56
$h^b(\vec{r}, t)$	Räumliche Übertragungsfunktion für einen Ultraschallempfänger am Ort \vec{r} zum Zeitpunkt t , Seite 18
$h^f(\vec{r}, t)$	Räumliche Übertragungsfunktion für einen Ultraschallsender am Ort \vec{r} zum Zeitpunkt t , Seite 17

$h_{\text{eb}}(t)$	Elektro-mechanische Übertragungsfunktion des Empfängers zum Zeitpunkt t , Seite 18
$h_{\text{ef}}(t)$	Elektro-mechanische Übertragungsfunktion des Senders zum Zeitpunkt t , Seite 17
$P(\vec{x}_1, \vec{x}_2, \vec{x}_3)$	Reflexionsverhalten des Punktstreuers an der Position \vec{x}_2 für einen von der Position \vec{x}_1 einfallenden und nach \vec{x}_3 reflektierten Puls, Seite 56
p_0	Am Ultraschallsender erzeugter Druck, Seite 58
$S(\vec{x}_1, \vec{x}_2)$	Einfluss der Sensorcharakteristik eines Senders bzw. Empfängers auf die Amplitude eines Pulses abhängig vom Winkel zwischen Ausrichtung des Sensors an der Position \vec{x}_1 und der Geraden $\vec{x}_1 \vec{x}_2$, Seite 56
t	Zeitpunkt, Seite 17
$u_i(t)$	Zeitlich variable Anregungsspannung eines Ultraschallsenders, Seite 17
v	Schallgeschwindigkeit im Schallmedium bzw. im abzubildenden Medium, Seite 13
$v_w(\vec{r}_s, t)$	Örtlich variable und zeitlich modulierte Schallschnelle auf einem Ultraschallwandler (\vec{r}_s), Seite 17
Z	Akustische Impedanz (Schallkennimpedanz, Schallwellenwiderstand) des Ausbreitungsmediums bzw. des abzubildenden Mediums, Seite 13
z	Zurückgelegte Distanz eines emittierten Pulses, Seite 22

Systemspezifische Parameter und Variablen

σ_t	Zeitliche Ungenauigkeit hinsichtlich der Pulsdetektion sowie der Ungenauigkeiten im Gesamtsystem, Seite 78
A_0	Am Ultraschallsender erzeugte Spannungsamplitude, Seite 56
a_i	Vom diskreten Zeitpunkt t_i abhängig erste Halbachse einer elliptischen Rückprojektion, Seite 39
b_i	Vom diskreten Zeitpunkt t_i abhängig zweite Halbachse einer elliptischen Rückprojektion, Seite 39
D	Seitenlänge der Piezokeramik eines Ultraschallwandlers, Seite 9
Δs	Aus der zeitlichen Länge Δt und der Schallgeschwindigkeit v berechnete Distanz, Seite 41
Δt	Zeitliche Länge im A-Scan, Seite 39
f_{max}	Maximale Frequenz im Spektrum des rückprojizierten Pulses, Seite 36
f_s	Abtastfrequenz des diskretisierten Signals, Seite 13
$I(\vec{x})$	Grauwert der Bildrekonstruktion am Punkt \vec{x} , Seite 20
\mathcal{M}_{SEK}	Menge an Sender-Empfänger-Kombinationen (SEK), Seite 65

$p(t)$	Zeitabhängige Pulsform, Seite 45
s_i	Länge, die dem i -fachen von Δs entspricht, Seite 41
$\text{sinc}(t)$	Sinc-Puls, Seite 45
$\mathcal{S}_{\text{Komplett}}$	Datensatz bzw. Menge an Sender-Empfänger-Kombinationen (SEK), die für eine gegebene Anzahl an Sendern und Empfängern alle möglichen SEK enthält, Seite 86
$\mathcal{S}_{\text{Teil}}$	Datensatz bzw. Menge an Sender-Empfänger-Kombinationen (SEK), die für eine gegebene Anzahl an Sendern und Empfängern eine nach einem Kriterium ermittelte Untermenge an allen möglichen SEK enthält, Seite 86
t_i	Diskreter Zeitpunkt, der durch den Index i im abgetasteten Signal festgelegt ist, Seite 39
t_{PbPm}	Zeitliche Dauer zwischen einem Pulsmaximum (Pm) und Pulsbeginn (Pb) eines Pulses, Seite 23
$u_o(t)$	Ausgabesignal des Empfängers zum Zeitpunkt t , Seite 18

Geometrische Variablen

β, γ, θ	Winkel
φ	Sichtwinkel eines Sensors auf einen Punkt bezogen auf ein globales Koordinatensystem, Seite 43
a	Erste Halbachse einer Ellipse, Seite 38
b	Zweite Halbachse einer Ellipse, Seite 38
e	Exzentrizität einer Ellipse bzw. eines Ellipsoids, Seite 38
\vec{e}	Position des Empfängers im Raum, Seite 20
$\vec{n} = [n_x; n_y; n_z]$	Normalenvektor, Seite 65
\vec{s}	Position des Senders im Raum, Seite 20

Bewertungsfunktionen und Variablen

μ_{BG}	Mittelwert der Grauwerte der Hintergrundsegmentierung einer Punktabbildung, Seite 64
μ_{PSF}	Mittelwert der Grauwerte der Vordergrundsegmentierung einer Punktabbildung, Seite 64
σ_{BG}	Standardabweichung der Grauwerte der Hintergrundsegmentierung einer Punktabbildung, Seite 64
$w(a_1, a_2, \theta)$	Breite einer elliptischen Rückprojektion für eine gegebene SEK mit den begrenzenden ersten Halbachsen a_1 und a_2 entlang des Winkels θ , Seite 41
$w(\beta)$	Breite einer rotationssymmetrischen Punktabbildung abhängig vom Winkel β zwischen Sender- und Empfängerposition vom Punkt aus gesehen, Seite 36

d_{FWHM}	Distanz zwischen einem Punkt und dem Halbwertsabfall (FWHM) seiner Punktabbildung, Seite 62
d_{PSF}	Distanz zwischen einem Punkt und dem ersten Nulldurchgang seiner Punktabbildung, Seite 50
$\mathcal{O}_{(i,j)}$	Bewertungsmaß für die Objektausleuchtung einer Modellbrust für Sender i und Empfänger j , Seite 65
$\text{PSF}_{\text{global}}$	Bewertungsmaß für den Bildkontrast bzw. Rekonstruktionsartefakte in den Bildrekonstruktionen, Seite 64
$\text{PSF}_{\text{lokal}}$	Bewertungsmaß für das Auflösungsvermögen und Isotropie der Abbildungsfunktion, Seite 62

Untersuchung der Abbildungseigenschaften eines 3D-Ultraschall-Computertomographen

Am Forschungszentrum Karlsruhe wird ein neues bildgebendes Verfahren zur verbesserten Diagnose von Brustkrebs entwickelt: die 3D-Ultraschall-Computertomographie. Die Analyse von reflektierten und gestreuten Pulsen ergibt ein Bild der akustischen Impedanzunterschiede, die Gewebeunterschiede innerhalb der Brust abbilden. Der 3D-Ultraschall-Computertomograph (3D-USCT) besteht aus ca. 2000 Ultraschallwandlern, gruppiert in 48 Sensorköpfen, die gleichmäßig auf einem Zylinder verteilt sind. Dies ermöglicht es, echte dreidimensionale Aufnahmen einer undeformierten Brust durchzuführen. Eine Messung generiert 3,5 Millionen Datensätze (20 GB). In dieser Komplexität und mit der echten dreidimensionalen Vermessung ist solch ein System bislang einmalig.

Die Abbildung einer realen Szene bringt systembedingt Abbildungsfehler mit sich. Die Untersuchung der Abbildungseigenschaften ermittelt die Möglichkeiten und Grenzen der Bildgebung. Im Rahmen dieser Doktorarbeit werden die wesentlichen Systemparameter ermittelt, hinsichtlich ihres Einflusses auf die Abbildungseigenschaften bewertet und eine Optimierung des Gesamtsystems bezüglich der erreichbaren Bildqualität durchgeführt.

Zur Bewertung eines bildgebenden Systems kommt in erster Linie die Analyse der Abbildungsfunktion zum Einsatz, über die sich zudem das Auflösungsvermögen bestimmen lässt. Für USCT-Systeme wurde diese Abbildungsfunktion bislang nur unter sehr vereinfachenden Annahmen untersucht und war bis jetzt für realitätsnahe Bedingungen unbekannt. Um die Gegebenheiten einer realen Messung zu berücksichtigen, wurde die Analyse der 3D-Abbildungsfunktion in dieser Arbeit über einen neuartigen Ansatz numerisch durchgeführt. Dieser basiert auf der Interpretation der Messdaten als geometrische Formen, wodurch eine effiziente und beliebig genaue Berechnung ermöglicht wird.

Die Abbildungseigenschaften des 3D-USCT, zu denen in dieser Arbeit neben dem Auflösungsvermögen der Bildkontrast und die generelle Objektausleuchtung zählen, hängen von der verwendeten Bildrekonstruktion und von einer Vielzahl von Systemparametern ab. Die Analyse dieser Parameter ergab, dass hauptsächlich die Sensoranordnung und -ausrichtung (Sensorgeometrie) auf die drei Kriterien der Abbildungseigenschaften Einfluss haben. So zeigte die Analyse der Abbildungseigenschaften des 3D-USCT aufgrund der zylindrischen Sensorgeometrie signifikante Schwächen hinsichtlich des Auflösungsvermögens in vertikaler Richtung sowie eine ungleichmäßige Objektausleuchtung.

Die Bestimmung einer neuen Sensorgeometrie stellt ein hochdimensionales, sehr rechenintensives Problem dar. Über die Beschränkung der Sensorpositionen auf einem Rotationsellipsoiden mit automatischer Ausrichtung der Sensoren zur bestmöglichen Ausnutzung der verfügbaren Ultraschalleistung konnte der Parameterraum auf zwei Dimensionen beschränkt werden. Die systematische Auswertung ergab für die jeweiligen Kriterien der Abbildungseigenschaften jeweils unterschiedliche Parametrisierungen der ellipsoidalen Sensorgeometrie, die in einer bautechnisch machbaren Variante zusammengeführt wurden. Diese neue Sensoranordnung führt zu einer dreifach besseren Objektausleuchtung, einer Verdopplung des Auflösungsvermögens und einer Steigerung im Kontrast um 23 %.

Basierend auf den Erfahrungen der Auswertung der Systemparameter wurden weiterführende Methoden zur Bildrekonstruktion entwickelt, die über eine Signalvorverarbeitung und eine stochastische Erweiterung der Bildrekonstruktion über verteilte Kalman-Filter die Bildqualität steigern konnten. Die Evaluierungen wurden an einem einfachen Testobjekt (Nylonfäden) wie auch an einem komplexen klinischen Brustphantom durchgeführt und zeigten signifikante Verbesserungen im Kontrast und in der Bildqualität.

1 Einleitung

Am Institut für Prozessdatenverarbeitung und Elektronik (IPE) am Forschungszentrum Karlsruhe wird ein neues bildgebendes Verfahren zur verbesserten Diagnose von Brustkrebs bei Frauen entwickelt: die 3D-Ultraschall-Computertomographie. In Deutschland ist Brustkrebs die tödlichste Krebsart für Frauen. Im Jahre 2004 nahm die Todesursache durch Brustkrebs 4 % aller Todesfälle und sogar 17 % der durch Krebs verursachten Todesfälle bei Frauen ein [77]. Da die Brust kein lebensnotwendiges Organ ist, kann der Brustkrebs lange Zeit unerkannt bleiben und wachsen. Mit der Vergrößerung des Tumordurchmessers steigt die Wahrscheinlichkeit der Ausbildung von Metastasen im exponentiellen Maße und damit die Wahrscheinlichkeit an Krebs zu sterben.

Brustkrebsvorsorgeuntersuchungen sollen Brustkrebs frühzeitig diagnostizieren. Übliche Verfahren, die in Deutschland Anwendung finden, sind die manuelle Abtastung der Brust und die Röntgen-Mammographie. Die Abtastung erkennt jedoch erst Tumorgößen von einem mittleren Durchmesser von 2 cm [29]. In diesem Stadium beträgt die Wahrscheinlichkeit, dass sich Metastasen gebildet haben, bereits 60 %. Die Röntgen-Mammographie ist wegen des Einsatzes von ionisierender Strahlung für jüngere Frauen ungeeignet. Im Mittel ist der Durchmesser eines mit Mammographie erkannten Tumors etwa 1 cm groß, was einer Metastasenwahrscheinlichkeit von 30 % entspricht.

Die 3D-Ultraschall-Computertomographie soll durch dreidimensionale Bilder hoher Bildqualität eine frühere Erkennung ermöglichen, idealerweise mit einem mittleren Tumordurchmesser von 5 mm und damit einer Metastasenwahrscheinlichkeit von ca. 5 %. Zusätzlich kommt die Ultraschall-Computertomographie ohne schädliche Strahlung aus und ist damit auch für jüngere Frauen geeignet. Die Besonderheit solch eines Systems ist weiterhin, dass es mit einer Messung drei verschiedene physikalische Parameter der Brust darstellen kann. Über die Analyse der Dämpfung und Zeitverzögerung von Ultraschallpulsen, die das Objekt durchdrungen haben, können die lokale Dämpfung und Schallgeschwindigkeit des abzubildenden Objektes ermittelt werden. Die Analyse der reflektierten und gestreuten Pulse, die hier die Hauptanwendung darstellt, ergibt ein qualitatives Bild der akustischen Impedanzunterschiede, womit Strukturen von Gewebeunterschieden innerhalb der Brust abgebildet werden können.

Nach ersten erfolgreichen Tests an einem 2D-Demonstrator [80], wurde am IPE ein 3D-Ultraschall-Computertomograph (3D-USCT) aufgebaut [31], siehe Abb. 1.1. Dieser besteht aus ca. 2000 Ultraschallwandlern, die gleichmäßig über eine Höhe von 15 cm auf einem Zylinder verteilt sind, was es ermöglicht, echte dreidimensionale Aufnahmen einer undeformierten Brust durchzuführen.

1.1 Anforderung und Ziele

Die Abbildung eines realen Objektes oder einer realen Szene bringt systembedingt einen Abbildungsfehler mit sich, der durch die an dem Abbildungsprozess beteiligten Systemkomponenten verursacht wird. Die Untersuchung der *Abbildungseigenschaften* eines bildgebenden

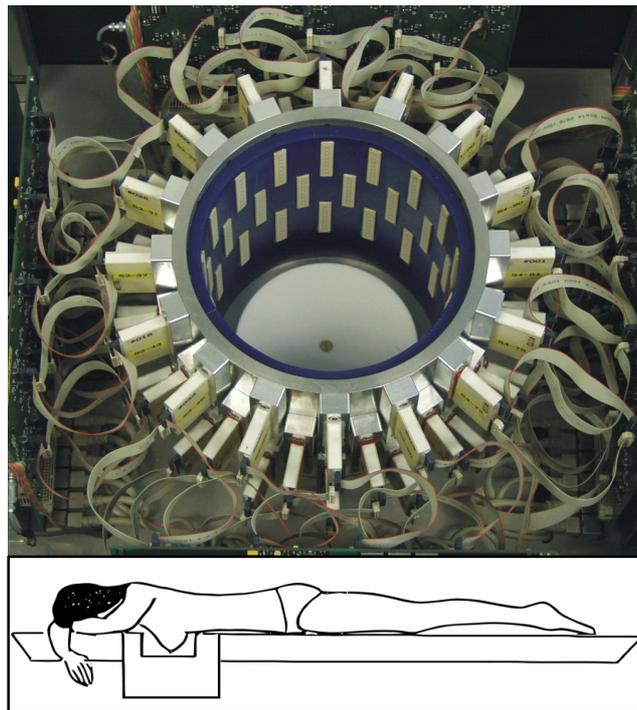


Abbildung 1.1: **3D-USCT und Applikation.** Oben ist eine Draufsicht auf die zylindrische Sensoranordnung des 3D-USCT zu sehen. Für die Vermessung kommt auf diesen eine Liege mit einem Loch, durch das die abzubildende Brust in den mit Wasser als Koppelmedium gefüllten Messzylinder zur Vermessung eingebracht wird, wie unten dargestellt.

Systems gibt Aufschluss darüber, welche Verfälschungen die Abbildung einer Szene oder eines Objektes beinhalten und in welchem Maße die einzelnen Systemkomponenten daran beteiligt sind. Auch können darüber die Möglichkeiten und Grenzen dieser Bildgebung ermittelt werden. Das Wissen der Abbildungseigenschaften kann schließlich verwendet werden, um Abbildungsfehler zu kompensieren und somit die Bildqualität zu verbessern.

Die Abbildungseigenschaften des 3D-USCT sind durch den Wellencharakter des Ultraschalls, der Rekonstruktion von Reflexion und Streuung und der echten 3D-Aufnahme ungleich komplexer als bei herkömmlichen Verfahren, wie z.B. der Röntgen-Computertomographie. Die räumliche Auflösung, die Dynamik bzw. der Kontrast und die Rauscheigenschaften sind bei gegebenem Rekonstruktionsalgorithmus orts-, objekt- und hardwareabhängig. Im Einzelnen haben die folgenden Parameter Einfluss auf die resultierende Bildqualität:

- Verwendeter Rekonstruktionsalgorithmus und Signalvorverarbeitung
- Anzahl und Anordnung (Geometrie) der verfügbaren Sensoren, der Eigenschaften (wie winkelabhängige Intensität und Frequenzempfindlichkeit) der Sensoren, die Anregung der Sende-Piezokristalle und die daraus resultierenden Ultraschallpulse
- Reflektivität, die Streueigenschaften, die Absorption bzw. Dispersion und Schallgeschwindigkeiten des abzubildenden Objektes
- Systemrauschen unterschiedlichster Art sowie Temperaturunterschiede des Koppelmediums Wasser

Ein Hauptproblem für eine ideale Bildgebung ist die begrenzte Anzahl an Sensoren. Nach dem Shannon'schen Abtasttheorem wären für ein 3D-System ca. eine Million Ultraschallwandler notwendig, was jedoch durch die dadurch entstehende Datenmenge, die begrenzte Anzahl an parallelen Datenaufnahmekanälen, die beschränkte Aufnahmedauer und durch die hohen Kosten ausgeschlossen ist.

Im Rahmen dieser Doktorarbeit sind diese Parameter hinsichtlich ihres Einflusses auf die Abbildungseigenschaften zu untersuchen und zu bewerten. Unter den Abbildungseigenschaften werden in dieser Arbeit das *Auflösungsvermögen*, die *allgemeine Bildqualität* und die *Objektausleuchtung* gezählt. Das Auflösungsvermögen ist die Fähigkeit des Systems, zwei dicht beieinander liegende Punkte im Bild noch als getrennt darzustellen. Die allgemeine Bildqualität bezieht sich insbesondere auf Rekonstruktionsartefakte, wohingegen sich die Objektausleuchtung auf die Beschallung und Vermessung der Brust mit den verteilten Ultraschallsendern und -empfängern bezieht.

Aus der Analyse der wichtigsten bildbeeinflussenden Systemparameter (z.B. Geometrie, Eigenschaften der Ultraschallwandler, Systemrauschen) soll eine Optimierung des Gesamtsystems bezüglich der erreichbaren Bildqualität erfolgen, inklusive der Signalvorverarbeitung und der Bildrekonstruktion.

1.2 Stand der Technik

Die Idee zur 3D-Ultraschall-Computertomographie existiert bereits seit fast drei Jahrzehnten und wurde von Norton und Linzer erstmalig theoretisch für ringförmige und halbkugelförmige Sensoranordnungen untersucht [65, 66]. Eine Realisierung solch eines Systems war jedoch bisher aufgrund der hohen Anforderungen an den dafür nötigen Aufbau, der Datenaufnahme-Hardware und der notwendigen Speicher- und Rechenkapazität nicht möglich. Mit den enormen Fortschritten in der Analog- und Digitaltechnik in den letzten Jahren gibt es jedoch erste Gruppen, die darauf basierende Systeme aufbauen und testen.

Bereits Anfang der 80er Jahre wurde bei der Firma Philips ein System für die „rekonstruktive Ultraschall-Tomographie“ evaluiert [10]. Bei diesem System wurde wie in klassischen Röntgen-Computertomographie-Systemen die Information für die Bildgebung aus den Pulsen gewonnen, die das abzubildende Objekt durchdrungen haben (Transmissionstomographie). Der Messaufbau bestand dabei aus einem über verfahrbare Sender und Empfänger emulierten objektumfassenden Ring. Der Begriff der Ultraschall-Computertomographie hat sich auch für Systeme eingebürgert, die zusätzlich die Informationen von am Objekt reflektierten Ultraschallpulsen auswerten. Darauf aufbauende Systeme können dadurch – neben der Abbildung von Dämpfungs- und Schallgeschwindigkeitswerten – Abbilder der Reflektivitätseigenschaften des Objektes generieren. Aktuellere Systeme, die diese Informationen auswerten basieren auf einem in der Höhe verfahrbaren Sensorring, worüber mehrere Schichtbilder generiert werden können [7, 13, 25, 26, 58]. Durch Zusammenführen dieser Schichten kann darüber ein 3D-Bild erstellt werden. Unter den bisherigen Systemen befinden sich jedoch bislang keine, die eine echte dreidimensionale Bildgebung ermöglichen. Diese hat den Vorteil, dass die in jegliche Richtung im Raum gestreuten Ultraschallpulse nicht nur auf einer Ebene aufgezeichnet werden, sondern von bedeutend mehr Positionen und Sichtwinkeln aus. Diese Tatsache führt insgesamt zu einer besseren Bildgebung.

Vielfältige Probleme hängen mit der Planung und Erstellung solch eines Systems zusammen:

Allgemein stellt sich bei einer neuen Bildgebung die Frage der Bewertung der Leistungsfähigkeit. Dazu zählen Fragestellungen, wie z.B. die Rohdaten vorzuverarbeiten sind, um bestmögliche Bilder zu erzielen. Wie sollen die Sensoren im Raum angeordnet und ausgerichtet werden und welche Bildrekonstruktion kommt zum Einsatz, die die zu verarbeitende Datenmenge bewältigen und qualitativ hochwertige Bilder rekonstruieren kann?

Für die Beantwortung dieser Fragestellungen findet zuerst eine Untersuchung und systematische Darstellung der am Bildgebungsprozess maßgeblich beteiligten Komponenten statt. Um Änderungen an den wesentlichen Systemparametern bewerten zu können, werden Bewertungsmaße benötigt, die die für die Bildgebung relevantesten Kriterien berücksichtigen.

Zur Charakterisierung bildgebender Systeme kommt in erster Linie die Analyse der Abbildungsfunktion zum Einsatz. Es existieren jedoch für das hier betrachtete System nur einige grundlegende theoretische Untersuchungen, um die Abbildungsfunktion zu ermitteln [5, 65, 66]. Diese sind zudem nur für idealisierte Bedingungen hergeleitet worden, die in einem realen System nicht gegeben sind.

1.3 Beitrag dieser Arbeit

In dieser Arbeit werden die Abbildungseigenschaften des vorgestellten 3D-USCT unter Berücksichtigung realitätsnaher Bedingungen untersucht und diskutiert. Die wesentlichen bildbeeinflussenden Systemparameter werden analysiert und ihr Einfluss auf die Kriterien der Abbildungseigenschaften erörtert.

Um die Gegebenheiten einer realen Messung zu berücksichtigen, wird die Analyse der 3D-Abbildungsfunktion in dieser Arbeit über einen neuartigen Ansatz numerisch durchgeführt. Dieser basiert auf der Interpretation der Messdaten als geometrische Formen, wodurch eine effiziente und beliebig genaue Berechnung des Werteprofils der 3D-Abbildungsfunktion ermöglicht wird. Die Auswertung dieses Werteprofils kann direkt als Maß für das Auflösungsvermögen des Systems herangezogen werden. Die Evaluierung des Bildkontrastes erfolgt über eine Kontrastfunktion, mit der Punktreakonstruktionen in Relation mit damit einhergehenden Rekonstruktionsartefakten gesetzt werden. Für die Auswertung der Objektausleuchtung wird die Güte der möglichen Vermessung der Brust ermittelt, unter Einbeziehung der physikalischen Eigenschaften der verwendeten Ultraschallwandler sowie der bei einer Messung herrschenden Dämpfungseinflüsse.

Für die Berücksichtigung der wesentlichen Randbedingungen einer Messung und Auswertung unterschiedlichster Systemparameter dient eine für diese Arbeit entwickelte Simulationsumgebung. Auf deren Basis werden Bewertungen zur Leistungsfähigkeit dieses bildgebenden Systems durchgeführt. Dadurch ist es möglich, Vergleiche zwischen den üblicherweise angenommenen Idealisierungen und realitätsnahen Gegebenheiten durchzuführen. Diese zeigen für den aktuellen 3D-USCT die absolute Notwendigkeit der Einbeziehung realitätsnaher Bedingungen.

Die Analyse dieser Parameter demonstriert, dass hauptsächlich die Sensoranordnung und -ausrichtung (Sensorgeometrie) auf die drei Kriterien der Abbildungseigenschaften Einfluss haben. So zeigt die Bewertung der Abbildungseigenschaften des aktuellen 3D-USCT aufgrund der *zylindrischen Sensorgeometrie* signifikante Schwächen hinsichtlich des Auflösungsvermögens in vertikaler Richtung sowie eine ungleichmäßige Objektausleuchtung, die auf einen zu kleinen Bereich der abzubildenden Region fokussiert wird.

Die Bestimmung einer neuen, die Abbildungseigenschaften verbessernden Sensorgeometrie stellt ein hochdimensionales, rechenintensives Problem dar, das eine drastische Reduktion des möglichen Parameterraums notwendig macht. Über die Beschränkung der Sensorpositionen auf einem Rotationsellipsoiden mit automatischer Ausrichtung der Sensoren zur bestmöglichen Ausnutzung der verfügbaren Ultraschalleistung kann der Parameterraum auf zwei Dimensionen beschränkt werden. Die systematische Auswertung ergibt für die jeweiligen Kriterien der Abbildungseigenschaften jeweils unterschiedliche Parametrisierungen der ellipsoidalen Sensorgeometrie. Diese werden derart zusammengeführt, dass die jeweiligen Bewertungskriterien möglichst nahe am Optimum sind und außerdem die endgültige Sensoranordnung in einer bautechnisch machbaren Variante resultiert. Diese ermittelte Sensorgeometrie erbringt eine signifikant gesteigerte Leistungsfähigkeit bezüglich der Abbildung einer Brust.

Bezüglich des Bildkontrastes bzw. der Rekonstruktionsartefakte ist die Sensordichte der Sensoranordnung entscheidend. Da sich diese aus kosten- und bautechnischen Gründen nicht beliebig erhöhen lässt, ist bei dem aktuell eingesetzten Bildrekonstruktionsalgorithmus mit Bildartefakten zu rechnen. Um diesen zu begegnen, werden zwei Methoden auf Basis einer Signalvorverarbeitung durch eine wavelet-basierte Pulsdetektion wie auch auf Basis der Bildrekonstruktion über verteilte Kalman-Filter Ansätze zur Bildverbesserung vorgestellt. Der Einfluss dieser Methoden auf die resultierende Bildqualität wird an realen Testobjekten demonstriert.

Eine Detailanalyse des Messprinzips bzw. der eingesetzten Bildrekonstruktion zeigt eine Besonderheit für objektumfassende Sensorsysteme auf: Auch unter idealen Bedingungen sind einzelne Messungen der Reflektivität nicht gleichwertig. Eine ungünstige Wahl der Daten für die Bildrekonstruktion kann das Auflösungsvermögen des Systems negativ beeinflussen. Für den Bildkontrast gilt außerdem nicht die übliche Regel, dass mehr Daten ein besseres Resultat ergeben. Dies ist insbesondere durch eine Nichtlinearität zwischen dem Zeitbereich der Messsignale und dem entsprechenden Bildvolumen bedingt, die bei objektumfassender Vermessung wie auch darauf aufbauender Bildrekonstruktionsalgorithmen auftreten. Die Hintergründe dieser – bis jetzt einzig von Norton und Linzer erwähnten – Nichtlinearität werden in dieser Arbeit erstmalig detailliert untersucht und die Auswirkungen diskutiert. Der Einfluss dieser Nichtlinearität wird in den Auswertungen zum aktuellen 3D-USCT dargelegt.

1.4 Übersicht über diese Arbeit

Im folgenden Kapitel wird zunächst der entwickelte 3D-USCT vorgestellt sowie die für die Abbildung relevanten hardware- und softwareseitigen Komponenten erörtert. Welchen Einfluss sie auf die Abbildungseigenschaften haben und in welchem Maße sie die erzielbare Abbildungsqualität beeinflussen, sind weitere Themen dieses Kapitels.

Kapitel 3 beinhaltet die Vorarbeiten und die Herleitung einer allgemeinen Methode zur Bestimmung der 3D-Abbildungsfunktion. Damit einhergehend wird in diesem Kapitel eine Detailanalyse des hier eingesetzten Bildrekonstruktionsalgorithmus präsentiert, der insbesondere für objektumfassende Sensoranordnungen bisher unbeachtete Eigenschaften aufdeckt. Über die Auswertung der Größe und Form der 3D-Abbildungsfunktion wie auch der Auswertung des Bildkontrastes und der Objektausleuchtung wird in Kapitel 4 auf die Optimierung der Sensoranordnung und -ausrichtung eingegangen.

Kapitel 5 stellt schließlich Methoden vor, die die erreichbare Bildqualität weiter verbessern.

Dazu wird der Einfluss der Signalvorverarbeitung auf die Bildqualität untersucht sowie ein neuartiger stochastischer Bildrekonstruktionsansatz präsentiert. Abschließend werden in Kapitel 6 die Ergebnisse der Untersuchungen zu den Abbildungseigenschaften des 3D-USCT vorgestellt wie auch eine verbesserte Sensoranordnung und die Resultate zur Verbesserung der Bildqualität präsentiert. Die Arbeit schließt mit einer Zusammenfassung, der Diskussion und dem Ausblick in Kapitel 7.

2 3D-Ultraschall-Computertomographie

2.1 Einleitung

Dieses Kapitel gibt eine Einführung in das Gesamtsystem des 3D-Ultraschall-Computertomographen (3D-USCT) sowie der am Abbildungsprozess beteiligten Systemkomponenten.

Die gesamte Kette der Datenaufnahme bis zur Bildrekonstruktion besteht aus einer Reihe von Komponenten. Diese reicht auf Seiten der Hardware vom schwingenden System des Ultraschallwandlers, der Anordnung und Ausrichtung dieser Wandler bis zur Datenaufnahmeelektronik und softwareseitig von der Signalvorverarbeitung bis zum Bildrekonstruktionsalgorithmus. Jede dieser Komponenten trägt zu den Abbildungseigenschaften im Sinne der allgemeinen Bildqualität, des Auflösungsvermögens und der Objektausleuchtung bei.

Nach der Beschreibung des Aufbaus des 3D-USCT und der Datenaufnahmeprozedur werden die wichtigsten Systemkomponenten sowie ihre Parameter hinsichtlich des Einflusses auf die Bildqualität des Gesamtsystems beschrieben und diskutiert.

Diese Arbeit betrachtet den Abbildungsprozess beginnend auf der Ebene der Ultraschallmessungen. Für Details zur Interaktion zwischen Ultraschall und biologischem Gewebe sei auf einschlägige Arbeiten verwiesen [33, 63].

2.2 Stand der Technik

Bislang existiert kein System zur medizinischen Untersuchung der weiblichen Brust, das echte 3D-Aufnahmen einer undeformierten Brust abbilden kann. Bisherige bildgebende Systeme, die dreidimensionale Bilder erzeugen können, beruhen auf zusammengesetzten Schichtbildern.

Folgend wird ein kurzer Überblick über den Einsatz von Ultraschall zur medizinischen Untersuchung gegeben und es werden Standardverfahren der Ultraschalldiagnose bis hin zu neueren dreidimensionalen Abbildungsverfahren vorgestellt.

Die Grundidee bei der Verwendung von Ultraschall¹ zur diagnostischen Untersuchung ist, dass eine erzeugte Ultraschall-(Druck)-Welle an Gewebegrenzen gestreut bzw. der ausgesendete Puls eine gewebeabhängige Veränderung erfährt. Diese Streuungen werden aufgezeichnet und zur Abbildung dieser Gewebestrukturen benutzt. Der Vorteil ist, dass Ultraschallgeräte zum einen günstig herzustellen sind und zum anderen die Modalität Ultraschall – mit den in der Medizin verwendeten Einstellungen – keinen schädigenden Einfluss auf das Gewebe hat.

2.2.1 Konventioneller Ultraschall

Bei konventionellen Ultraschall-Handscannern kommt für die Erzeugung der Ultraschallwelle ein beweglicher großer Ultraschallwandler oder eine Vielzahl kleinerer zum Einsatz, die in

¹Als Ultraschall werden Schallwellen ab einer Frequenz von 20 kHz bezeichnet; für den diagnostischen Ultraschall kommen Frequenzen zwischen 1 und 40 MHz zum Einsatz.

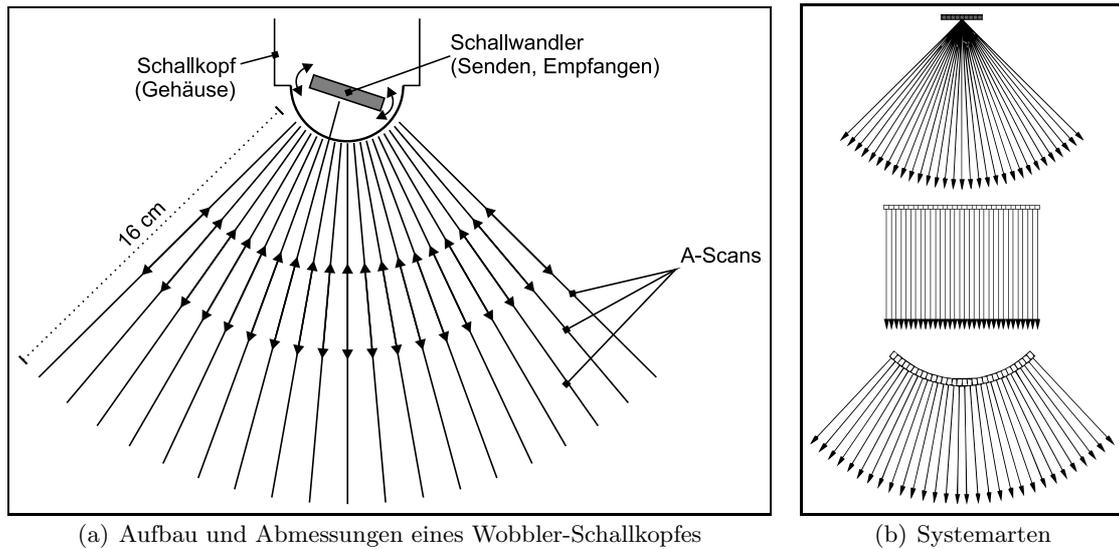


Abbildung 2.1: **Beispiele von konventionellen Ultraschall-Systemen.** Links sind der Aufbau und die Abmessungen eines typischen Ultraschallkopfes zu sehen [33]. Rechts sind neben dieser System- und Aufnahmeart weitere Systeme und deren Messanwendung abgebildet [74].

einer Reihe linear oder konvex angeordnet sind (Abb. 2.1). Das Grundprinzip der Bildgebung beruht auf der Generierung eines schmalen Ultraschallstrahls (Abb. 2.2), um die Gewebestruktur entlang dieses Strahls zu vermessen. Solch ein Strahl kann auch durch die Fokussierung von mehreren Ultraschallwandlern auf einen schmalen Bereich erzeugt werden. Alle Reflexionen aus diesem Bereich werden vorverarbeitet und entlang der Fokussierung im Bild eingetragen. Das endgültige Bild entsteht durch Neuausrichtung der Fokussierung über die abzubildende Region und Zusammensetzung dieser einzelnen Messungen. Ultraschall bewegt sich mit Geschwindigkeiten von ca. $1500 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ durch das Gewebe, womit trotz der Abtastung der abzubildenden Region mit dem fokussierten Ultraschallstrahl eine Echtzeitwiedergabe (30 Bilder/s) möglich ist. Dies erlaubt eine gezielte Analyse von einzelnen Regionen über die Ausrichtung des Handscanners durch den Bediener.

Durch diese Art der Aufnahme werden die inneren Strukturen der Brust nur einseitig beschallt. Stark dämpfende bzw. reflektierende Regionen verursachen eine Abschattung hinter diesen Regionen. Je nach Art des eingesetzten Ultraschall-Scanners ist das Bild durch die Fokussierung nicht an allen Bildpunkten scharf abgebildet und erfordert eine manuelle Einstellung. Ferner treten im Bild körnige Muster auf (*Speckle-Rauschen*), die die Bildqualität wie auch das Auflösungsvermögen mindern. Sie werden durch Interferenzen der am Gewebe reflektierten Schallwellen verursacht. Weiterhin ist durch die einseitige Beschallung das Auflösungsvermögen bei konventionellem Ultraschall stark anisotrop. Die axiale Auflösung entlang der Abstrahlrichtung ist abhängig von der Bandbreite und Mittenfrequenz des ausgesendeten Pulses, die zusammen die Länge eines Pulses l definieren (Abb. 2.2). Die laterale Auflösung hängt dagegen von der Ausdehnung des Schallkopfes und damit von der Ausdehnung des Schallstrahls am aktuell betrachteten Punkt ab. Diese Ausdehnung ist verglichen mit der Länge des Pulses bedeutend größer und damit auch die axiale Auflösung entsprechend besser als die laterale.

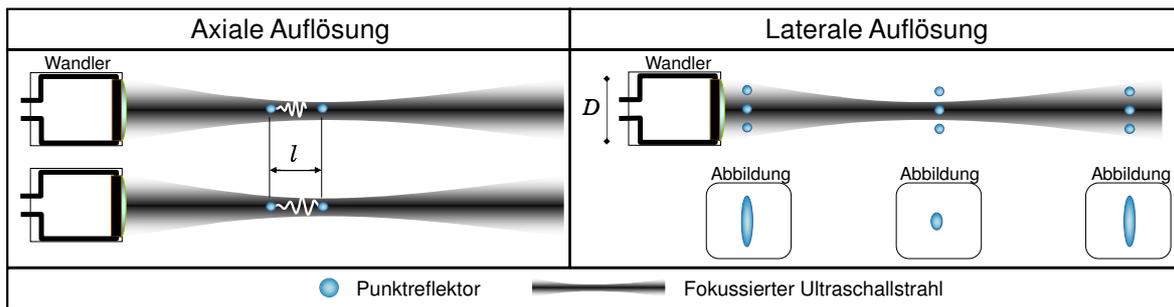


Abbildung 2.2: **Axiale und laterale Auflösung.** Die axiale Auflösung (links) stellt das Vermögen dar, zwei Punkte in Abstrahlrichtung auflösen zu können. Wie dargestellt ist dabei die Pulslänge l , d.h. die Bandbreite im Frequenzraum sowie die Mittenfrequenz, wesentlich. Ist diese zu lang, kommt es bei den Reflexionen zu Interferenzen. Rechts ist die laterale Auflösung dargestellt, die für das Auflösungsvermögen transversal zur Abstrahlrichtung steht. Diese ist im Fokusbereich des Ultraschallstrahls maximal und hängt invers von der Größe D der Wandlerfläche ab (adaptiert aus [74]).

2.2.2 Ultraschall-Computertomographie

Den Problemen der konventionellen Ultraschalltechnik kann bei der Untersuchung der Brust dadurch begegnet werden, dass sie von unterschiedlichen Seiten vermessen wird. Das ist die Grundidee von Ultraschall-Computertomographie-Systemen. Dabei werden Ultraschallsensoren um die Brust herum angeordnet [80] (z.B. auf einem Ring, siehe Abb. 2.3(b)) oder gruppierte Ultraschallwandler für die Messung um die Brust herum verfahren [36], um die ringförmige Sensorgeometrie zu emulieren. Die Abbildung der Brust aus unterschiedlichen Sichtwinkeln vermindert die Abschattung von Bruststrukturen, unterdrückt direkt das *Speckle*-Rauschen und erhöht das Auflösungsvermögen. Die Verbesserung der Auflösung kommt insbesondere dadurch zustande, dass die Diskrepanz zwischen axialer und lateraler Auflösung durch die objektumfassende Vermessung aufgehoben wird. Weiterhin erlaubt solch ein Messaufbau neben der Aufnahme von Reflexionsdaten – wie beim konventionellen Ultraschall – zusätzlich die Aufnahme von Ultraschallpulsen, die die Brust durchlaufen haben (Transmissionsdaten).

Durch die wesentlich höhere Anzahl von Sensorpositionen benötigt die Datenaufnahme mit fokussierten Ultraschallstrahlen entsprechend mehr Zeit und verhindert eine Echtzeitbildgebung. Dadurch muss entweder die Fokussierung auf eine kleinere Anzahl an Regionen im Bild beschränkt werden, was zu einer Verwaschung der Bilder außerhalb dieser Bereiche führt. Ein alternativer Ansatz besteht darin, unfokussierte Pulse auszusenden, die die gesamte Bildregion beleuchten (Abb. 2.3(b)). Diese Art der Aufnahme stellt jedoch ungleich höhere Anforderungen an die Sensitivität der Datenaufnahmeelektronik, da die Schalldrücke, die gemessen werden müssen, verglichen mit fokussiertem Ultraschall um ein Vielfaches kleiner ausfallen. Eine weitere Konsequenz ist, dass durch die unfokussierte Aufnahme, die Fokussierung nachträglich durchgeführt werden muss und dadurch der Rechenaufwand für die Bildrekonstruktion steigt.

Bei einer Sensorgeometrie, die die Brust umgibt, können sowohl Reflexions- als auch Trans-

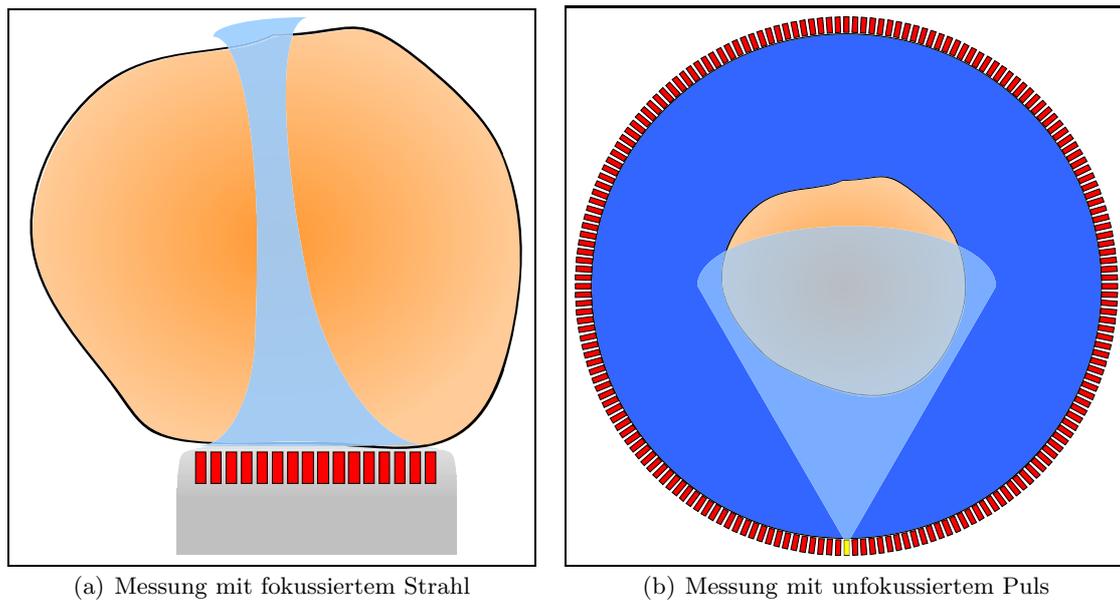


Abbildung 2.3: **Messablauf bei Ultraschall-Aufnahmen.** Links ist eine Messung mit einem konventionellen Ultraschall-Scanner dargestellt, der fokussierte Strahlen zur Abbildung verwendet. Im Vergleich dazu wird bei der Ultraschall-Computertomographie das Objekt rundherum mit typischerweise unfokussierten Pulsen vermessen.

missionsdaten aufgenommen werden. Aus den Transmissionspulsen lassen sich abhängig von ihrer zeitlichen Verzögerung und Dämpfung Schallgeschwindigkeits- bzw. Dämpfungsbilder berechnen, die für jeden Bildpunkt einen quantitativen Wert der jeweiligen physikalischen Eigenschaft liefern. Ein ausschließlich auf Transmissionstomographie basierendes System wird bereits kommerziell aufgebaut [81], diese Art der Bildgebung ist jedoch mit allen Systemen möglich, die rundherum Reflexionsdaten aufzeichnen [24, 72].

Ein weiterer Vorteil gegenüber der klassischen Ultraschalluntersuchung ist die Bedienerunabhängigkeit und Reproduzierbarkeit. Für die Aufnahme der Brust sind weder manuelle Verschiebungen noch die Deformation der Brust notwendig, womit eine gleichmäßige Abbildung der Brust gegeben ist. Dies ermöglicht einen einfachen Vergleich der Bruststruktur über Jahre hinweg und kann somit Gewebeveränderungen frühzeitig sichtbar machen.

2.2.3 3D-Ultraschall

Dreidimensionale Bilder können auch mit 2D-Ultraschall-Computertomographie generiert werden, indem die Messanordnung oder das zu vermessende Objekt schrittweise verschoben werden. Bei jedem Schritt entsteht eine Schichtaufnahme, welche zum Schluss zu einem 3D-Bild zusammengesetzt wird [25]. Auch mit konventionellen Ultraschall-Scannern ist solch eine zusammengesetzte 3D-Abbildung möglich (*spatial compounding*), benötigt aber zusätzlich ein System zur Bestimmung der Position und Orientierung des Scanners. Mögliche Verfahrenswesen sind in Abb. 2.4(a) dargestellt, Abb. 2.4(b) zeigt exemplarisch die Fusionierung einzelner Schichtdaten zu einem 3D-Bild. Um die Anzahl der notwendigen Ausrichtungen zu minimieren, wurden außerdem spezielle Bauformen von Ultraschallwandler-Systemen entwickelt, die

entlang einer Blickrichtung durch elektronische Fokussierung direkt 3D-Informationen akquirieren (Abb. 2.4(c)).

Generell hat die Abbildung der Brust als dreidimensionales Volumen mehrere Vorteile [18]. So können die inneren Strukturen der Brust von allen Seiten betrachtet werden, was im Vergleich zu bloßen Schnittbildern eine bessere Charakterisierung erlaubt. Dadurch können Volumengrößen einzelner Strukturen oder Distanzen zwischen diesen ermittelt werden. Zudem ist eine Lokalisierung und Einordnung innerhalb der gesamten Brust beträchtlich einfacher.

Die schichtweise Aufnahme weist jedoch einen entscheidenden Nachteil auf: Obwohl in der Ebene die Aufnahme unfokussiert stattfindet, sind die Ultraschallsysteme so ausgelegt, dass die Ultraschallenergie auf eine Schicht gewisser Ausdehnung fokussiert wird. Diese Ausdehnung in Elevationsrichtung hängt dabei wie bei der lateralen Auflösung bei konventionellem Ultraschall (Abb. 2.2) von der Wandlergröße ab. Das führt dazu, dass über alle Streuer in dieser Schicht orthogonal zur Abbildungsebene integriert und dadurch eine schlechtere Auflösung verursacht wird. Außerdem können Reflexionen, die schräg aus dieser Schicht heraus erfolgen, nicht wahrgenommen werden.

Eine echte 3D-Vermessung umgeht dieses Problem, da sie von einer vollständig in 3D unfokussierten Schallwelle ausgeht und Reflexionen aus möglichst vielen Richtungen aufzunehmen versucht. Solch ein System wurde bislang noch nicht entwickelt, weshalb zu den Abbildungseigenschaften echter 3D-Systeme keine Untersuchungen existieren.

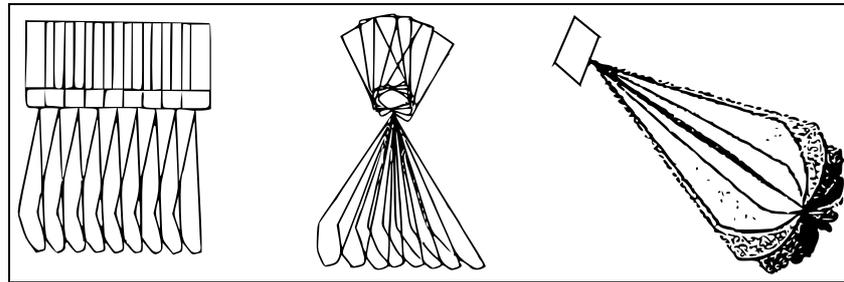
2.3 Systembeschreibung

Der Messzylinder des 3D-USCT besteht aus 384 Ultraschallsendern und 1536 -empfängern, die über eine Höhe von 15 cm auf einem Zylinder mit einem Durchmesser von 18,5 cm verteilt sind, siehe Abb. 2.5. Im Gegensatz zu konventionellen Ultraschallsystemen sind die Sendeelemente dediziert ausgelegt, um den Aufbau der Ultraschallsysteme zu vereinfachen und Empfangsrauschen zu reduzieren [78]. Die Ultraschallwandler sind gruppiert in sogenannten *Transducer-Array-Systemen* (TAS, Abb. 2.5(c)), die acht Sender, jeweils umgeben von vier Empfängern, enthalten. Insgesamt 48 solcher TAS-Elemente sind in drei Ringen gleichmäßig auf der Zylinderoberfläche verteilt. Der mittlere Ring ist aus bautechnischen Gründen versetzt angeordnet.

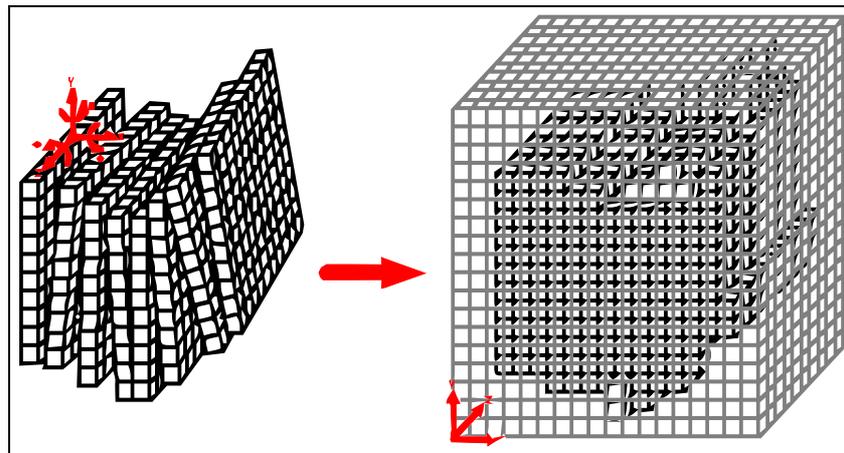
Ein einzelner Ultraschallwandler belegt eine quadratische Fläche mit einer Seitenlänge D von 1,4 mm und ist in Subelemente unterteilt, um das Abstrahlverhalten zu verbessern². Das Wandlermaterial besteht aus einer Bleizirkonattitanat-Keramik und weist eine Resonanzfrequenz von 2,9 MHz auf [30]. Die Größe des Wandlers im Zusammenhang mit der Anregungsfrequenz führt zu einem Öffnungswinkel von ca. $\pm 15^\circ$ (Halbwertsabfall) bezogen auf die Ausrichtung des Wandlers.

Für die Datenaufnahme kommt ein Hardware-System zum Einsatz, das am IPE entwickelt wurde und bisher in der Teilchenastrophysik in Rahmen des Pierre-Auger-Projektes Verwendung gefunden hat [51]. Dieses System bietet im aktuellen Aufbau 192 parallele Kanäle für die Datenaufnahme, die über acht Einsteckkarten mit jeweils 24 Analog-Digital-Wandlern mit einer Dynamik von 12 Bit realisiert sind. Die Abtastfrequenz f_s beträgt 10 MHz. Für jeden aufnehmenden Ultraschallsensor werden über 300 μs damit insgesamt 3000 Abtastpunkte ge-

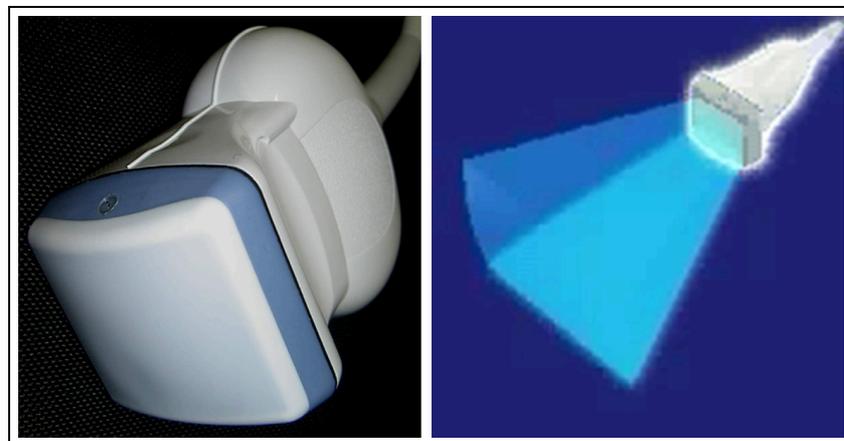
²Ohne Substrukturierung führen Resonanzfrequenzen transversal zur Abstrahlrichtung in der Piezokeramik zur Verschlechterung des allgemeinen Abstrahlverhaltens [30].



(a) Verfahren zur 3D-Datenaufnahme mit klassischen Scannern



(b) Fusionierung der Schichtdaten zum 3D-Bild



(c) Spezieller Aufnahmekopf für die 3D-Datenaufnahme

Abbildung 2.4: **3D-Datenaufnahme mit konventionellen Ultraschall-Scannern.** In Bild (a) sind drei verschiedene Verfahren dargestellt, über die 3D-Daten mit klassischen Handskannern gewonnen werden können: Parallelverschiebung (links), fächerförmiger Schwenk und Achsrotation [86]. Bild (b) stellt exemplarisch dar, wie diese Schichtaufnahmen zu einem 3D-Bild fusioniert werden [74]. Bild (c) zeigt einen Ultraschall-Scanner, der speziell für die 3D-Datenaufnahme bestimmt ist [1].

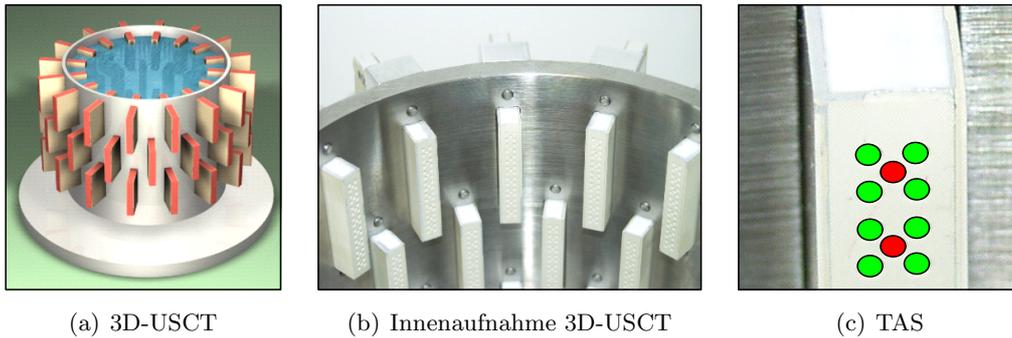


Abbildung 2.5: **USCT- und Sensoraufbau.** Bild (a) zeigt ein Modell des Messzylinders mit den drei TAS-Ringen, in Bild (b) ist eine Realbildaufnahme aus dessen Inneren zu sehen und Bild (c) zeigt eine Großaufnahme eines TAS mit Sendern (rot) in der Mitte und jeweils vier umgebenden Empfängern (grün).

Abtastrate f_s	Digitalisierung	Aufnahmedauer pro Puls	Mittelung	Multiplex-Faktor
10 MHz	12 Bit	300 μ s	1–32	8

Tabelle 2.1: **Systemparameter des 3D-USCT.**

neriert. Um die Daten aller 1536 Empfänger gleichzeitig aufzuzeichnen, wären entsprechend viele parallele Kanäle notwendig. Daher ist ein Multiplexverfahren – eine Aufnahmewiederholung – mit einem Multiplex-Faktor von 8 erforderlich. Durch eine Wiederholung gleicher Messungen, kann zusätzlich über eine Mittelung der aufgenommenen Signale Rauschen unterdrückt werden. Diese systemspezifischen Daten sind noch einmal in Tabelle 2.1 zusammengefasst.

2.3.1 Messungen

Für die Datenaufnahme emittiert ein Sender eine unfokussierte Schallwelle in den mit Wasser als Koppelmedium gefüllten USCT. Die Modulation des ausgesendeten Pulses kann frei programmiert werden, ein Beispiel solch einer Modulation ist in Abb. 2.6 dargestellt. Gleichzeitig mit dem Anregen des Ultraschallsenders mit dieser Modulation wird die Datenaufnahme der Ultraschallempfänger initiiert. Die emittierte Druckwelle interagiert mit dem abzubildenden Objekt, erzeugt Reflexionen, wird gebrochen und gestreut.

Der gesamte Datensatz einer kompletten Messung der Brust kann in zwei Teildatensätze unterteilt werden. Der kleinere Teil besteht aus sogenannten Transmissionspulsen. Pro Sender und Empfänger kann eine Messung eines Transmissionspulses gewonnen werden, falls sie sich derart gegenüberliegen, dass ihre Verbindungslinie das Objekt schneidet. Der wesentlich größere Teil des Gesamtdatensatzes besteht aus Reflexionsdaten, da mit jedem Übergang des ausgestrahlten Pulses in ein anderes Medium eine Verdopplung stattfindet. Ein Teil der einfallenden Welle wird reflektiert, der Rest verläuft – evtl. abhängig vom Einfallswinkel gebrochen – weiter im Übergangsmedium.

Dabei spielen insbesondere lokale akustische Impedanzunterschiede eine Rolle, die Störungen

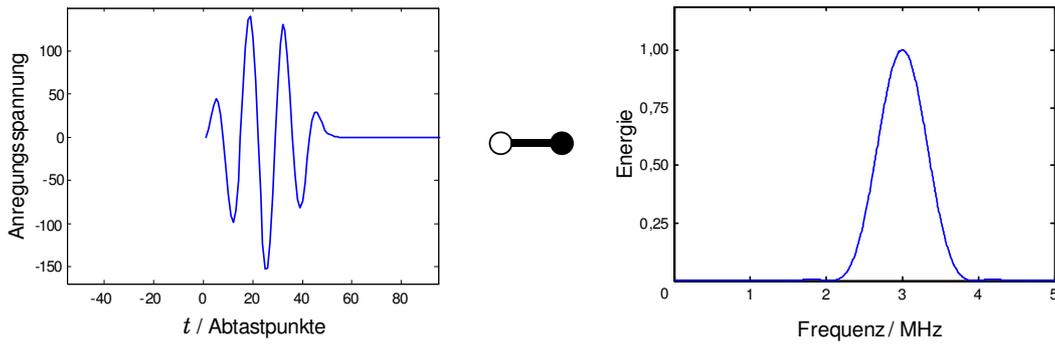


Abbildung 2.6: **Anregungspuls des Ultraschallwandlers.** Links ist eine mögliche zeitliche Modulation zur Anregung der Ultraschallwandler mit einer Abtastfrequenz von 40 MHz dargestellt. Rechts ist die entsprechende normalisierte Frequenzdarstellung zu sehen.

in der Druckwelle verursachen. Die lokale akustische Impedanz Z – auch Schallkennimpedanz oder Schallwellenwiderstand genannt – hängt (bei Flüssigkeiten) von zwei Faktoren ab, der Schallgeschwindigkeit v und der Dichte ρ [11, 59],

$$Z = v \cdot \rho, \quad v = \frac{1}{\sqrt{\rho \cdot \kappa}}. \quad (2.1)$$

Die Schallgeschwindigkeit v selbst definiert sich über die Dichte ρ des Schallmediums und seiner adiabatischen Kompressibilität κ . Das bedeutet, dass Schallwellen insbesondere an Dichte- und Kompressibilitätsübergängen reflektiert bzw. gestreut werden. Die Ausmaße des Gewebeübergangs definieren dabei die Art der Interaktion. Beschreibt die Gewebegrenze eine ausgedehnte Fläche, wird der Ultraschallpuls reflektiert, ist der Gewebeunterschied lokal begrenzt, wird der Puls gestreut. Im Rest der Arbeit wird der Begriff der Streuung und der Reflexion synonym verwendet, da beide Effekte letztlich auf den Ort des Impedanzunterschiedes schließen lassen. Ferner laufen die Druckänderungen in Flüssigkeiten ausschließlich longitudinal, d.h. in Ausbreitungsrichtung, ab. Da biologisches Gewebe größtenteils aus Wasser besteht, wird es zu den flüssigkeitsähnlichen Medien gezählt [33].

Alle Reflexionen, die durch das Objekt verursacht werden, werden rundherum auf der Zylinderoberfläche des 3D-USCT aufgezeichnet. Zur Erhöhung der Sichtwinkel der Sensoren und damit der Einstrahlrichtung auf das Objekt kann der Messzylinder zusätzlich um seine Achse gedreht werden. Um eine volle Abdeckung der Zylinderinnenseite mit Sensoren zu emulieren, kann der Zylinder auf sechs Winkelpositionen gedreht werden, was einem Drehwinkel von $3,75^\circ$ pro Schritt entspricht³.

Durch das Aufnahmeprinzip des unfokussierten Sendens entstehen pro Sender 1536 Empfangssignale, die als Druck über die Zeit, als sogenannte A-Scans (Amplituden-Scans), abgespeichert werden. Zusammen mit den sechs verschiedenen Rotationsschritten (Motorpositionen) werden für eine gesamte Messung ca. 3,5 Millionen A-Scans aufgezeichnet, die einer Datenmenge von 20 GB entsprechen. Diese Daten werden von der Datenaufnahme-Hardware gefiltert, digitalisiert und an einen angeschlossenen Rechner übertragen, der sie schließlich speichert. Im aktuellen Systemaufbau stellt diese Verbindung zum Rechner einen Flaschenhals dar und verursacht eine Aufnahmezeit mit allen Sender-Empfänger-Kombinationen (SEK) und Mo-

³Jeder TAS-Ring besteht aus 16 TAS entsprechend einem Winkelabstand von $22,5^\circ$.

tordrehungen von ca. acht Stunden. Ein sich zurzeit im Aufbau befindliches neues Datenaufnahmesystem verkürzt diese Aufnahmezeit mittels eines genügend großen Zwischenspeichers auf unter zwei Minuten.

Die theoretische Grenze für die Messdauer wird durch die Laufzeit des Ultraschalls definiert. Mit ca. $1500 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ legt dieser in der Aufnahmezeit eines A-Scans von $300 \mu\text{s}$ eine Strecke von 45 cm zurück, mehr als das Zweifache des USCT-Durchmessers. Die aufsummierte Ultraschalllaufzeit für eine gesamte Messung mit den 384 Sendern beträgt reichlich eine Zehntelsekunde, durch die limitierte Anzahl an parallelen Aufnahmekanälen und die Drehungen der Sensoranordnung beträgt die reine Aufnahmezeit ungefähr sechs Sekunden.

Bei konventionellen Ultraschallsystemen werden die Ultraschallsignale zeitabhängig verstärkt, um die Dämpfung des Gewebes zu kompensieren. Da die Ultraschallwandler dabei direkt mit dem abzubildenden Gewebe über eine dünne Schicht eines Koppelmediums verbunden sind und sich dadurch die Ultraschallpulse ausschließlich im Gewebe fortbewegen, kann eine zeitdynamische Verstärkung⁴ angewendet werden, um den durchschnittlichen Dämpfungswert der Brust zu kompensieren. Bei USCT legt der Ultraschall dagegen eine unbekannte Distanz im Wasser zurück, bevor er die Brust erreicht. Die Länge der Verlaufstrecke des Pulses innerhalb der Brust ist demnach unbekannt, was eine reine zeitabhängige Verstärkung der Empfangssignale ausschließt, da es sonst zu Dynamikproblemen bei der Abtastung des Signals kommen kann.

2.4 Einflussfaktoren auf die Abbildungsqualität

Bis von einem Objekt ein Abbild erstellt werden kann, wird eine Vielzahl von Schritten durchgeführt. Sie reichen von der Generierung der Messungen zur Datenerfassung über Transport und Digitalisierung bis zu deren Verarbeitung und Rekonstruktion zu einem dreidimensionalen Bild. Jede Komponente in dieser Kette beschränkt die erreichbare Abbildungsqualität um ein gewisses Maß, was letztlich dazu führt, dass die Abbildung des Objektes nie exakt durchgeführt werden kann.

Diese systembedingten Einflüsse können in einen Hardware- und Software-Teil unterteilt werden, wie in Abb. 2.7 dargestellt. Ferner ist durch die Tatsache, dass Ultraschall als bildgebende Modalität verwendet wird, die Abbildung durch das System USCT zusätzlich objektabhängig, was z.B. bei einem Fotoapparat im Allgemeinen nicht der Fall ist.

Die Hardware-spezifischen Einflüsse auf die Abbildungsqualität des 3D-USCT sind in die Bereiche *Sensoren* und *Geometrie* aufgeteilt. Zu den *Sensoren* zählen dabei nicht nur die Ultraschallwandler an sich, sondern auch die damit verbundene Elektronik zur Digitalisierung der Ultraschallsignale und deren Datentransfer.

Die *Signalvorverarbeitung* wird auf die aufgezeichneten A-Scans vor der eigentlichen Bildrekonstruktion angewendet. Sie soll zum einen vom System verursachtes Rauschen unterdrücken wie auch für die Bildrekonstruktion relevante Informationen hervorheben bzw. extrahieren. Schließlich liegt in der Art und Weise, wie aus diesen vorverarbeiteten Daten mittels der *Bildrekonstruktion* ein dreidimensionales Bild berechnet wird, die Grundlage für die erreichbare Bildqualität.

Auf diese vier Einflüsse soll beginnend mit der für dieses System eingesetzten Bildrekonstruk-

⁴Englisch: *time-controlled gain* (TCG) oder *time-gain-compensation* (TGC)

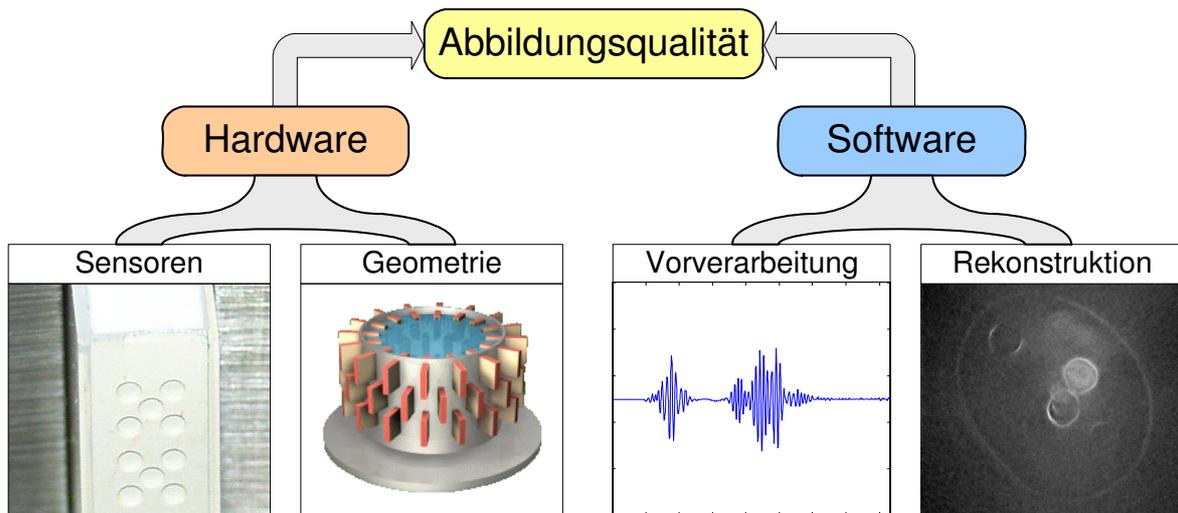


Abbildung 2.7: **Systembedingte Einflüsse auf die Bildqualität.** Die Abbildung zeigt eine Aufteilung der systembedingten Einflüsse in einen Hardware- und Software-Teil. Die Hardware-bedingten Einflüsse auf die Abbildungsqualität des 3D-USCT sind in die Unterbereiche Sensoren und Geometrie zusammengefasst. Zu den Sensoren zählen dabei nicht nur die Ultraschallwandler an sich, sondern auch die damit verbundene Elektronik zur Digitalisierung und Datentransport. Die Geometrie beschreibt die räumliche Anordnung und Ausrichtung aller Ultraschallwandler. Die Software-bedingten Einflüsse teilen sich auf in die Signalvorverarbeitung und den Bildrekonstruktionsalgorithmus.

tion im Folgenden detaillierter eingegangen werden.

2.4.1 Bildrekonstruktion

Als zentrales Element eines computergestützten bildgebenden Systems ist die Software zur Bildrekonstruktion anzusehen. Diese hat zur Aufgabe, aus den aufgenommenen (vorverarbeiteten) Daten ein wirklichkeitstreuere Abbild des vermessenen Objektes zu erstellen. Die Art und Weise, wie diese Bildrekonstruktion durchgeführt wird, definiert die erzielbare *Bildqualität*, worunter z.B. das Auflösungsvermögen, der Bildkontrast und auch mögliche Rekonstruktionsartefakte zu zählen sind.

Die Rekonstruktion eines Objektes aus (verteilt) gemessenen Streuprozessen eines ausgesandten Pulses zählt zu der Kategorie der *inversen Probleme* [83]. Ist kein Objekt während einer Messung vorhanden (Leermessung), sollte unter sehr vereinfachenden Annahmen jeder Sensor exakt eine in der Amplitude skalierte Version des ausgesendeten Puls messen. Bei Vorhandensein eines abzubildenden Objektes, wird jedoch durch Interaktionen zwischen Objekt und fortschreitendem Puls dieser gedämpft, gestreut und gebrochen. Sind die Messungen dieser Störungen gegeben, stellt sich die Frage, welche physikalische Eigenschaften das Objekt aufweisen muss, damit genau den gemessenen Störungen am ausgestrahlten Puls entsprochen wird. Der Umkehrschluss von diesen von der Leermessung abweichenden Messungen entspricht einer Inversion.

Bei USCT ist das Ziel gegeben, aus Reflexionsdaten die Gewebestruktur der Brust zu rekon-

struieren. Allgemein ist die Inversion nicht lösbar und muss über Vereinfachungen handhabbar gemacht werden [35, 50]. Methoden der Diffraktionstomographie versuchen diese Inversion mit möglichst wenigen Einschränkungen zu lösen, sind aber bereits für einfachere Sensorgeometrien sehr rechenintensiv. Zusätzlich ist eine exakte Kenntnis der verbauten Ultraschallwandler vonnöten, was sich bei USCT mit den ca. 2000 Wandlern als schwierig erweist. Produktionsbedingt gibt es Abweichungen in der Abstrahlleistung und Empfangsensensitivität von $\pm 10\%$ sowie Variationen im Frequenzgang und in der Abstrahlcharakteristik [94]. Eine Übersicht über aktuelle Rekonstruktionsmethoden liefert [55].

Für USCT kommt deswegen ein vereinfachter Bildrekonstruktionsalgorithmus zum Einsatz, der es ermöglicht, auch große Datensätze zu bewältigen. Für die Motivation dieses Algorithmus wird zunächst die Betrachtungsweise der Rekonstruktion auf einen einzelnen Punkt beschränkt, der in einem homogenen Medium residiert und ein isotropes Streuverhalten aufweist. Darauf basierend wird die Bildrekonstruktion für ein komplexes Objekt aufgebaut.

Datenaufnahme eines Punktstreuers als lineares System

Der Vorgang des Aussendens eines Ultraschallpulses, dessen Streuung an einem Objekt und die Aufnahme der Reflexionen lassen sich systemtheoretisch abhandeln [5, 33, 50, 66].

Der von einem flächigen, in einer starren Wand eingebetteten Ultraschallsender erzeugte Druck $p(\vec{r}, t)$ an einer Position im Raum \vec{r} berechnet sich über das Rayleigh-Oberflächenintegral⁵ [71],

$$p(\vec{r}, t) = \int_{A_s} \frac{\rho_0 \cdot \dot{v}_w(\vec{r}_s, t - \|\vec{r} - \vec{r}_s\|/v_0)}{2\pi\|\vec{r} - \vec{r}_s\|} dA_s(\vec{r}_s), \quad (2.2)$$

mit $v_w(\vec{r}_s, t)$ als Funktion, die abhängig vom Ort \vec{r}_s auf der Wandlerfläche A_s und dem Zeitpunkt t die Schallschnelle angibt, die die Druckwelle erzeugt. v_0 gibt die mittlere Schallgeschwindigkeit und ρ_0 die mittlere Dichte des Schallmediums an. Dieses Integral definiert zum einen den Druck im Raum, zum anderen eine Richtcharakteristik des flächenhaften Senders, die abhängig vom Winkel zwischen dem Punkt \vec{r} und der Abstrahlrichtung des Wandlers eine Änderung des Schalldrucks beschreibt.

Die lokale Schallschnelle $v_w(\vec{r}_s, t)$ kann als über die gesamte Piezokeramik konstant angesehen werden. Durch Verschieben der von \vec{r}_s unabhängigen Terme vor das Integral, lässt sich Gleichung (2.2) als Produkt zwischen $v_w(t)$ und dem Dirac-Impuls $\delta(t)$ beschreiben

$$p(\vec{r}, t) = \rho_0 \cdot \dot{v}_w(t) \cdot \int_{A_s} \frac{\delta(t - \|\vec{r} - \vec{r}_s\|/v_0)}{2\pi\|\vec{r} - \vec{r}_s\|} dA_s(\vec{r}_s). \quad (2.3)$$

Das Integral aus dieser Gleichung definiert die räumliche Übertragungsfunktion für das Senden $h^f(\vec{r}, t)$ (*forward*)

$$h^f(\vec{r}, t) = \int_{A_s} \frac{\delta(t - \|\vec{r}_p - \vec{r}_s\|/v_0)}{2\pi\|\vec{r}_p - \vec{r}_s\|} dA_s(\vec{r}_s) \quad (2.4)$$

und ist ausschließlich von der Form des Wandlers, seiner Position und Ausrichtung abhängig. In einem realen System kann kein Dirac-Impuls erzeugt werden, was dadurch bedingt ist, dass ein Ultraschallwandler als träges System einem Resonator endlicher Güte (Bandpassfilter) entspricht. Das macht die Einbeziehung einer elektro-mechanischen Impulsantwort der

⁵Eine ausführliche Herleitung für dieses Integral befindet sich in [33, S.172ff].

Wandler notwendig. Die generierte Druckwelle – erzeugt durch die Schallschnelle $v_w(t)$ auf dem Wandler – lässt sich definieren als Faltung (*) zwischen dieser Übertragungsfunktion $h_{\text{ef}}(t)$ des Senders und dem Verlauf der Anregungsspannung $u_i(t)$

$$v_w(t) = h_{\text{ef}}(t) * u_i(t) . \quad (2.5)$$

Damit lässt sich das Eingangsschallfeld $p_{\text{inc}}(\vec{r}, t)$ an einem Punkt \vec{r} als von der räumlichen Übertragungsfunktion und der elektrischen Impulsantwort abhängigen Funktion schreiben,

$$p_{\text{inc}}(\vec{r}, t) = \rho_0 \cdot \dot{v}_w(t) * h^{\text{f}}(\vec{r}, t) . \quad (2.6)$$

Um den Empfangsprozess zu modellieren, ist zunächst der Druck an einem beliebigen Punkt im Raum zu definieren und anschließend der von diesem Punkt gestreute und am Empfänger gemessene Druck. Dafür ist die Green'sche Funktion des Freiraums⁶ g^{F} notwendig [63], die die Impulsantwort für eine Punktquelle \vec{r}_0 im freien Raum an der Position \vec{r} definiert,

$$g^{\text{F}}(\vec{r} - \vec{r}_0, t - t_0) = \frac{\delta(t - t_0 - \|\vec{r} - \vec{r}_0\|/v_0)}{4\pi\|\vec{r} - \vec{r}_0\|} . \quad (2.7)$$

Das von einem Punktstreuer an der Position \vec{r}_p mit der Streuoberfläche A_p gestreute Feld an einem Punkt \vec{r} im Raum ist definiert durch [49]

$$p(\vec{r}, t) = \frac{A_p}{v_0} \cdot \frac{\partial}{\partial t} \left(p_{\text{inc}}(\vec{r}_p, t) * \underbrace{\frac{\delta(t - \|\vec{r} - \vec{r}_p\|/v_0)}{4\pi\|\vec{r} - \vec{r}_p\|}}_{g^{\text{F}}} \right) . \quad (2.8)$$

Die Streustärke des Punktstreuers wird bei dieser Modellierung ausschließlich über die Streuoberfläche des Punktstreuers berücksichtigt. Am Empfänger wird diese gestreute Schallwelle über seine Wandlerfläche A_e integriert zu

$$p(\vec{r}_e, t) = \frac{A_p}{2v_0} p_{\text{inc}}(\vec{r}_p, t) * \frac{\partial}{\partial t} \left(\int_{A_e} \frac{\delta(t - \|\vec{r}_p - \vec{r}_e\|/v_0)}{2\pi\|\vec{r}_p - \vec{r}_e\|} dA_e(\vec{r}_e) \right) . \quad (2.9)$$

Mit der räumlichen Übertragungsfunktion $h^{\text{b}}(\vec{r}, t)$ in Empfangsrichtung (*backward*) definiert als

$$h^{\text{b}}(\vec{r}, t) = \int_{A_e} \frac{\delta(t - \|\vec{r}_p - \vec{r}_e\|/v_0)}{2\pi\|\vec{r}_p - \vec{r}_e\|} dA_e(\vec{r}_e) \quad (2.10)$$

lässt sich Gleichung (2.9) schreiben als

$$p(\vec{r}_e, t) = \frac{A_p \cdot \rho_0}{2v_0} \cdot v_w(t) * \frac{\partial}{\partial t} h^{\text{f}}(\vec{r}, t) * \frac{\partial}{\partial t} h^{\text{b}}(\vec{r}, t) . \quad (2.11)$$

Das Ausgabesignal des Empfängers $u_o(t)$ kann schließlich als Faltung der elektro-mechanischen Impulsantwort des Empfängers $h_{\text{eb}}(t)$ und des Schallfeldes $p(\vec{r}_e, t)$ am Empfänger modelliert werden,

$$u_o(t) = h_{\text{eb}}(t) * p(\vec{r}_e, t) . \quad (2.12)$$

Diese Modellierung des Empfangssignals hat zwei Vorteile. Zunächst kann auf dieser Basis eine vereinfachte Bildrekonstruktion hergeleitet werden, die von einer linearen Überlagerung einer Vielzahl von Punktstreuern ausgeht. Der zweite Vorteil liegt darin begründet, dass diese Formulierung im Umkehrschluss die Möglichkeit bietet, die Messung eines Punktstreuers zu simulieren. Dies bildet die Basis für die in Kapitel 4 beschriebene Simulationsumgebung für die Messungen eines Punktstreuers.

⁶Englisch: *free-space Green's function*

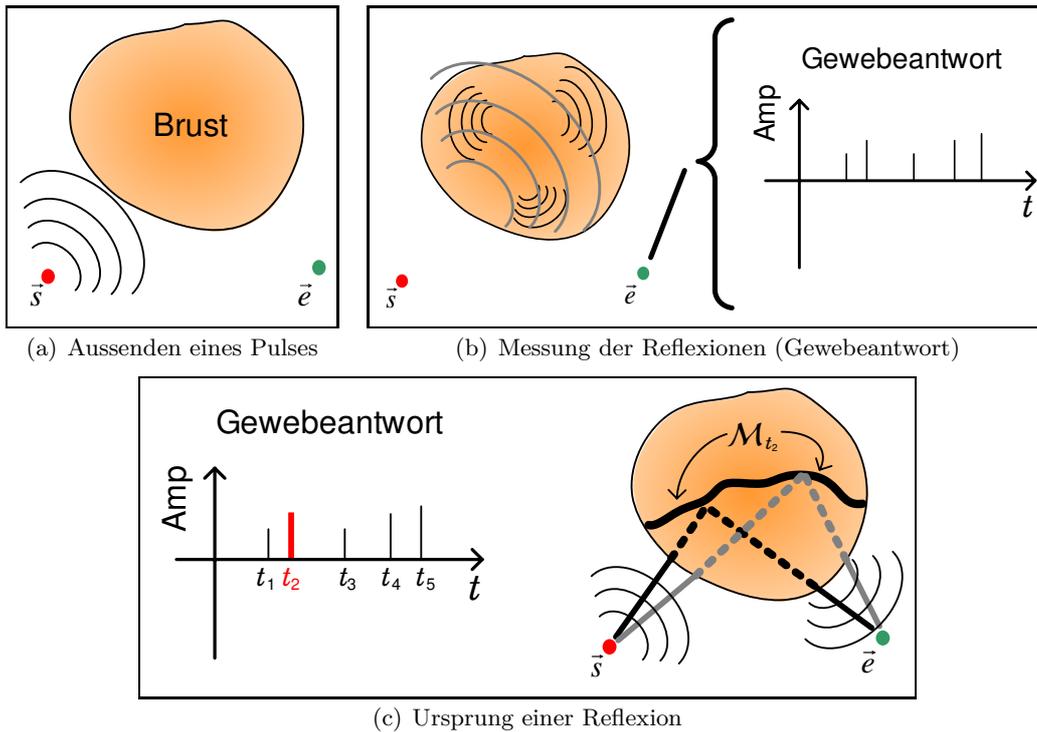


Abbildung 2.8: **Idealisierter Messvorgang und Ursprung einer Reflexion.** *Der ausgesendete Puls (Dirac-Impuls, Bild (a)) interagiert mit dem abzubildenden Objekt und erzeugt dadurch Reflexionen. Diese Reflexionen stellen sich in der Messung als zeitlich verschobene und in ihrer Amplitude skalierte Ausgangspulse dar und bilden die Gewebeantwort für den dargestellten Sender und Empfänger (Bild (b)). Für die selektierte Reflexion zum Zeitpunkt t_2 zeigt Bild (c) den möglichen Ursprung \mathcal{M}_{t_2} des oder der Punktstreuer, die diese Reflexion verursachen können. \mathcal{M}_{t_2} repräsentiert ein linienförmiges (in 3D: flächiges) Gebiet, dessen Wegstrecken verrechnet mit der variablen Geschwindigkeit innerhalb der Brust den gleichen Zeitpunkt t_2 im A-Scan ergeben.*

Örtliche Rekonstruktion von Impedanzunterschieden

Im Folgenden wird von einer unbekanntem Verteilung von Punktstreuer ausgegangen und gezeigt, dass jeder Abtastpunkt eines A-Scans Informationen über Impedanzunterschiede eines Gebiets in einem einzelnen Wert zusammenfasst, weshalb sich von einer einzelnen Messung eines Senders und Empfängers nicht auf die Verteilung der Punktstreuer schließen lässt.

In Abb. 2.8(a) sind exemplarisch ein Sender, das abzubildende Objekt und ein Empfänger dargestellt. Der Sender emittiert im Idealfall einen Dirac-Impuls, der mit dem Objekt interagiert und Reflexionen dieses Pulses erzeugt. Die Messung des Empfängers beinhaltet eine vollständige Gewebeantwort des mit dem Impuls angeregten Objektes, Abb. 2.8(b). Unter der Bedingung, dass Reflexionen selbst nicht erneut gestreut werden (Born-Approximation erster Ordnung), lässt sich über die in den Gleichungen (2.4) und (2.10) definierten räumlichen Übertragungsfunktionen h^f und h^b das Gebiet des Ursprungs einer Messung bestimmen. Diese Funktionen definieren für einen bestimmten Zeitpunkt t ein Gebiet \mathcal{M}_t (Abb. 2.8(c)), das linienförmig bzw. für den dreidimensionalen Fall flächig ist und damit einer Hyperebene

entspricht,

$$\mathcal{M}_t = \left\{ \vec{x} : t = \frac{\|\vec{s} - \vec{x}\| + \|\vec{e} - \vec{x}\|}{\bar{v}(\vec{s}, \vec{x}, \vec{e})} \right\}. \quad (2.13)$$

Dabei stehen \vec{s} und \vec{e} für die Sender- und Empfängerposition im Raum sowie $\bar{v}(\vec{s}, \vec{x}, \vec{e})$ für die mittlere Schallgeschwindigkeit zwischen Sender, Empfänger und dem aktuell betrachteten Punkt \vec{x} . Damit entspricht die Messung zu einem Zeitpunkt t dem Integral der Impedanzunterschiede $f(\vec{x})$ über das Gebiet \mathcal{M}_t

$$u_o(t) = \int_{\mathcal{M}_t} f(\vec{x}) d\mathcal{M}_t(\vec{x}). \quad (2.14)$$

Der lokale Impedanzunterschied $f(\vec{x})$ definiert die lokale Streustärke und hängt von der Beschaffenheit des Streuers und dem umgebenden Medium ab. Ein normierter Wert von $f(\vec{x})$ lässt sich über die Relation der Kompressibilität κ und Dichte ρ am Ort \vec{x} und der umgebenden Kompressibilität κ_0 und Dichte ρ_0 angeben [67]

$$f(\vec{x}) = \frac{\kappa(\vec{x}) - \kappa_0}{\kappa_0} - \frac{\rho(\vec{x}) - \rho_0}{\rho_0}. \quad (2.15)$$

Ziel ist es, ein Bild zu erstellen, dessen Grauwerte möglichst gut $f(\vec{x})$ wiedergeben. Das Resultat ist ein Bild, das Grenzen von Inhomogenitäten in Dichte und Schallgeschwindigkeit des Gewebes abbildet und damit ein strukturelles Abbild von unterschiedlichen Gewebearten der Brust wiedergibt.

Mehrere Arbeiten haben sich mit dieser Thematik beschäftigt [4, 56, 66] und im Zeitbereich wie auch im Frequenzraum eine Formel hergeleitet, die dieses Ziel zu erfüllen versucht. Die zentrale Idee bei der hier eingesetzten Bildrekonstruktion ist, die gemessenen Druckverläufe von verteilten Sender-Empfänger-Kombinationen in die entsprechenden Bildbereiche zurück zu projizieren und im Bild aufzusummieren. Dieses Vorgehen ist bedingt durch unterschiedlichste Einsatzgebiete unter einer Vielzahl von Synonymen bekannt, wie z.B. *backprojection*, *ellipsoidal backprojection*, *migration*, *delay-and-sum beamforming* und *full-array-imaging*. Die am weitesten verbreitete Bezeichnung unter ihnen ist jedoch *synthetic aperture focusing technique* (SAFT), welche ihren Ursprung in der Materialuntersuchung (*nondestructive testing* [64]) hat.

In dieser Arbeit wird diese Bildrekonstruktion im Zeitbereich betrachtet. Die Formel, die SAFT für die Bildrekonstruktion definiert, lautet für einen Datensatz mit allen SEK von m Sendern und n Empfängern [22]

$$I(\vec{x}) = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n A_{(i,j)}(t), \quad t = \frac{\|\vec{s}_i - \vec{x}\| + \|\vec{e}_j - \vec{x}\|}{\bar{v}(\vec{s}, \vec{x}, \vec{e})}. \quad (2.16)$$

Dabei steht $I(\vec{x})$ für den Bildwert am Punkt \vec{x} und $A_{(i,j)}(t)$ als Messung des Drucks über der Zeit (A-Scan) an der Empfängerposition \vec{e}_j bei Erzeugung des Ultraschallpulses an der Senderposition \vec{s}_i . Ein A-Scan $A_{(i,j)}(t)$ stellt sich hierbei als Summe von $u_o(t)$ über alle Streuer dar. Demnach wird der Wert jedes Zeitpunktes t und jedes A-Scans, der nach Gleichung (2.14) den Impedanzunterschieden des Gebietes \mathcal{M}_t entspricht, gleichmäßig in das Gebiet des

möglichen Ursprungs der Reflexion addiert. Gleichung (2.16) lässt sich umformulieren zu

$$\begin{aligned}
 I(\vec{x}) &= \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \int_{\mathcal{M}_t} f(\vec{x}) d\mathcal{M}_t(\vec{x}) \\
 &= \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \left(f(\vec{x}) + \int_{\mathcal{M}'_t} f(\vec{y}) d\mathcal{M}_t(\vec{y}) \right), \mathcal{M}'_t = \mathcal{M}_t \setminus \{\vec{x}\} \\
 &= n \cdot m \cdot f(\vec{x}) + \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \int_{\mathcal{M}'_t} f(\vec{y}) d\mathcal{M}_t(\vec{y}). \tag{2.17}
 \end{aligned}$$

An den Bildpunkten, die den Positionen der Streuer am nächsten sind, erhöht sich dadurch der Bildwert linear mit der Anzahl der A-Scans. An den Positionen, an denen sich kein Impedanzunterschied befindet, wird genau dann der Bildwert erhöht, wenn er in das Gebiet \mathcal{M}_t eines wahren Streuers fällt. Es entsteht ein Bildartefakt. Diese Artefakte werden vernachlässigbar, wenn die Zahl der SEK verhältnismäßig groß ist, siehe Abb. 2.9.

Norton und Linzer haben nachgewiesen [67], dass unter den idealisierten Bedingungen einer kontinuierlichen Sensorgeometrie, isotropen Punktstreuern und Ausschluss von Dämpfung, der Algorithmus von SAFT der exakten Inversionsformel für dieses Rekonstruktionsproblem entspricht.

Für die Rückprojektionen aller Messungen in ein Volumenelement (Voxel) ist die Kenntnis der Schallgeschwindigkeitsverteilung des Objektes notwendig, die a-priori nicht gegeben ist. Deswegen wird oft als Vereinfachung eine konstante Schallgeschwindigkeit für die gesamte Messung angenommen. Dies führt dazu, dass das Gebiet \mathcal{M}_t generell elliptisch wird bzw. im dreidimensionalen Fall einem Rotationsellipsoiden entspricht. Für den zweidimensionalen Fall zeigt Abb. 2.10 eine Beispielmessung und deren Rekonstruktion. Bei Systemen, die zusätzlich Transmissionsdaten verwenden, kann die darüber rekonstruierte Schallgeschwindigkeitsverteilung verwendet werden.

Rekonstruktion bei USCT

Entsprechend der Formel für SAFT aus Gleichung (2.16) sind für die Bildrekonstruktion die Rohdaten in das Bild zu projizieren. Für diese sogenannte *kohärente* Bildrekonstruktion, ist im Falle des 3D-USCT jedoch eine beträchtliche Präzision bei der Fertigung, d.h. Positionierung der Sensoren, wie auch bei der Messung der Temperaturverteilung notwendig. Damit sich die Rückprojektionen an der Position eines Streuers konstruktiv überlagern, dürfen die Fehler in der Kenntnis der Sensorpositionen, der angenommenen Temperaturverteilung des Koppelmediums Wasser und abhängig davon der Schallgeschwindigkeitsverteilung nicht zu groß sein. Aktuell wird eine Anregungsfrequenz der Sensoren von 2,4 MHz benutzt, um das Nachschwingen der Sensoren niedrig zu halten. Bei dieser Mittenfrequenz des ausgesendeten Pulses und einer angenommenen Schallgeschwindigkeit von $1500 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ im Wasser ergibt sich eine Wellenlänge λ von ca. 0,6 mm. Damit sich die Rückprojektionen genau an der Stelle eines Punktstreuers konstruktiv überlagern, sind Abweichungen von maximal einem Viertel der Wellenlänge ($\text{shift}_{\text{max}} \approx 0,15 \text{ mm}$) erlaubt, andernfalls würde es zu Verwaschungen oder gar Auslöschungen der Rückprojektion kommen.

Der Wert $\text{shift}_{\text{max}}$ stellt damit nicht nur eine untere Grenze für die Präzision der Sensorplatzierung dar, sondern bedingt zusätzlich eine Mindestgenauigkeit der Kenntnis der Schallge-

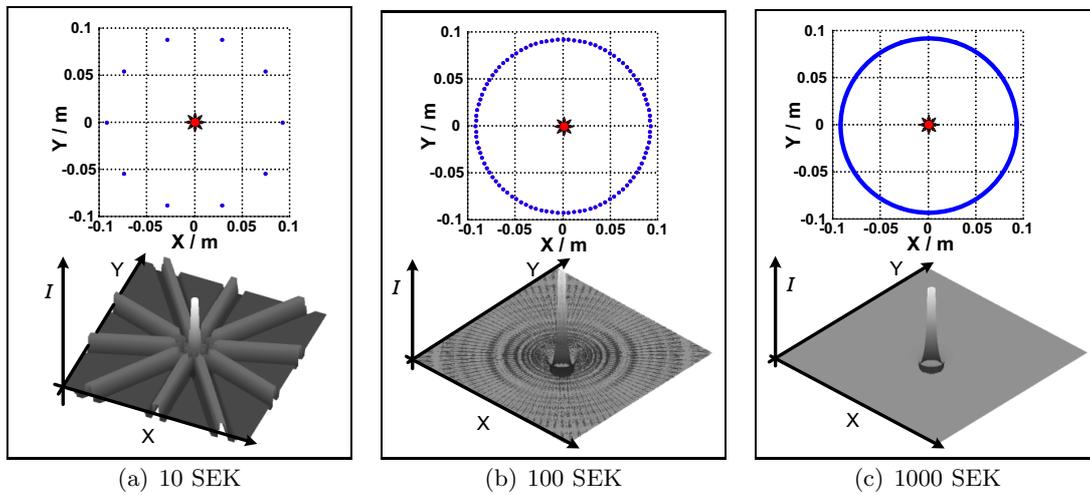


Abbildung 2.9: **Bildrekonstruktion und Artefakte.** Es sind drei hochaufgelöste und normierte Bildrekonstruktionen von $2 \cdot 2 \text{ mm}^2$ eines Punktes dargestellt, für die 10 (a), 100 (b) und 1000 (c) Sender-Empfänger-Kombinationen (SEK) einer ringförmigen Sensorgeometrie verwendet wurden. Jeweils im oberen Teil der Bilder sind die Sensorpositionen und Position des Punktstreuers dargestellt. Im Bild (a) sind neben dem zentralen Punkt deutliche Artefakte zu erkennen. Diese stellen sich bei 100 SEK bereits weit geringer dar, bei 1000 SEK sind sie nicht mehr auszumachen.

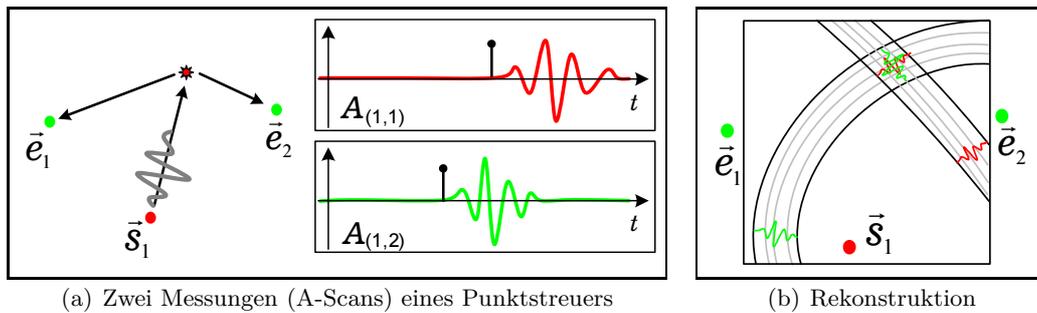


Abbildung 2.10: **Beispielmessung und -rekonstruktion.** Links ist die Messung eines Punktstreuers mit einem Sender und zwei Empfängern abgebildet. Die entsprechenden A-Scans sind in der Mitte dargestellt. Bei konstanter Schallgeschwindigkeit im Schallmedium werden die Rückprojektionen elliptisch, mit Sender und Empfänger als Brennpunkte. Für eine Rekonstruktion mit den Originaldaten ist zusätzlich eine Verschiebung des Pulsmaximums zum Pulsbeginn (Markierung) notwendig. Damit überlagern sich die Rückprojektionen an der Position des Punktstreuers und führen dadurch zu erhöhten Bildwerten an dieser Stelle.

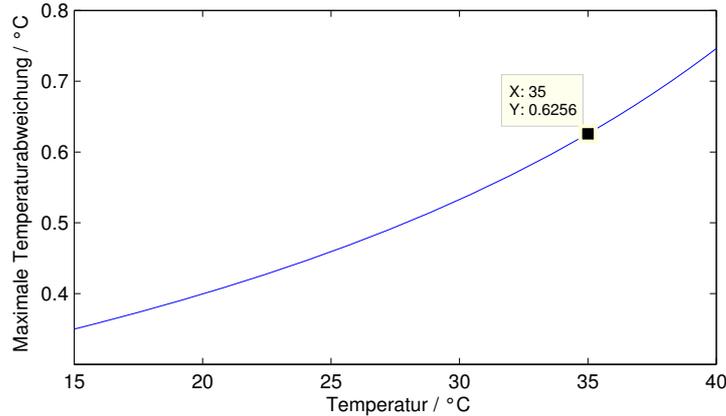


Abbildung 2.11: **Maximal erlaubter Fehler in der Temperaturbestimmung.** Das Diagramm gibt für unterschiedliche Temperaturen des Koppelmediums Wasser an, wie groß die maximale Temperaturabweichung sein darf, damit sich die Rückprojektionen bei unvorverarbeiteten Daten noch konstruktiv überlagern.

schwindigkeit im Wasser wie auch im Objekt sowie eine maximale Abweichung der angenommenen zeitlichen Verzögerung in der Datenaufnahme-Hardware. Für die Sensorpositionierung und Datenaufnahme hat dieser Wert direkte Aussagekraft. Für die notwendige Genauigkeit der Schallgeschwindigkeit soll folgend eine Beispielrechnung veranschaulichen, was dabei gefordert ist. Dafür ist die Funktion für die Bestimmung der Schallgeschwindigkeit im Wasser in Abhängigkeit von der Temperatur ϑ notwendig. Die für USCT verwendete Näherung nach Marczak lautet [54]

$$v(\vartheta) = 1,402385 \cdot 10^3 + 5,038813 \cdot \vartheta - 5,799136 \cdot 10^{-2} \cdot \vartheta^2 + 3,287156 \cdot 10^{-4} \cdot \vartheta^3 - 1,398845 \cdot 10^{-6} \cdot \vartheta^4 + 2,787860 \cdot 10^{-9} \cdot \vartheta^5 \frac{\text{m}}{\text{s}} . \quad (2.18)$$

Unter der Festlegung einer Laufdauer des ausgesendeten Pulses von $t = 120 \mu\text{s}$, was einer ungefähren Laufstrecke z entsprechend dem Durchmesser des 3D-USCT bei $35 \text{ }^\circ\text{C}$ entspricht, kann die Strecke $\text{shift}_{\text{max}}$ zunächst in eine maximale Abweichung der Schallgeschwindigkeit von $v_{\text{max}} = \text{shift}_{\text{max}}/t = 1,2 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ umgerechnet werden. Diese bedingt schließlich eine maximale Temperaturabweichung zwischen tatsächlicher Temperatur ϑ und gemessener Temperatur $\tilde{\vartheta}$ über

$$\begin{aligned} z - \tilde{z} &= \text{shift}_{\text{max}} , \\ v(\vartheta) \cdot t - v(\tilde{\vartheta}) \cdot t &= \text{shift}_{\text{max}} , \\ v(\vartheta) - v(\tilde{\vartheta}) &= \frac{\text{shift}_{\text{max}}}{t} . \end{aligned} \quad (2.19)$$

Eine numerische Lösung über einen Temperaturbereich von 15 bis $40 \text{ }^\circ\text{C}$ zeigt Abb. 2.11. Für eine Temperatur von $35 \text{ }^\circ\text{C}$ ergibt sich eine maximale Abweichung in der Temperaturannahme von $0,6 \text{ }^\circ\text{C}$. Angesichts der Tatsache, dass durch Konvektion und Wärmeabstrahlung der Sensoren die Temperatur des Wassers im USCT nicht an jedem Ort konstant ist, stellt dies eine weitere Anforderung an die Güte der Temperaturbestimmung des Wassers.

Eine weitere Notwendigkeit für Systeme, die ein Objekt von unterschiedlichen Seiten her vermessen, ist eine zeitliche Verschiebung der Messdaten. Wie in Abb. 2.10 aufgezeigt, steht hier nicht das Pulsmaximum einer Reflexion für dessen Laufzeit, sondern – bedingt durch die Synchronisierung der Pulsgenerierung mit der Datenaufnahme – der Zeitpunkt des Pulsbeginns. Das erfordert eine zeitliche Verschiebung t_{PbPm} der Messungen um die zeitliche Differenz zwischen Pulsbeginn (Pb) und Pulsmaximum (Pm). Ist diese Differenz nicht für alle Reflexionen identisch, kommt es zu den oben erwähnten Rekonstruktionsfehlern.

Fazit

Der Algorithmus für die Bildrekonstruktion und seine Implementierung stellen die Basis eines computergestützten bildgebenden Systems dar und definieren die grundlegend erzielbare Bildqualität.

Es wurden diverse Annahmen für die Herleitung dieses Algorithmus gemacht. Sender und Empfänger werden als Punktquellen modelliert, die betrachteten Objekte bestehen aus einer Summe von isotropen Punktstreuern, die Verteilung der Schallgeschwindigkeit im Ausbreitungsmedium sei bekannt und der Messvorgang kann als lineares System modelliert werden. Der Vorteil der einfachen Anwendbarkeit und Berechenbarkeit dieses Algorithmus für USCT wird jedoch mit einer suboptimalen Bildqualität erkaufte. Einige der Annahmen, wie die Punktcharakteristik der Sensoren und Zusammensetzung von komplexen Objekten aus Punktstreuern, sind in einem realen System nicht gegeben, weswegen hier mit Bildartefakten zu rechnen ist.

Wesentlich ist außerdem eine präzise zeitliche Zuordnung der Reflexionen zum Ursprung der Reflexion. Dabei spielt nicht nur die Bestimmung der Ankunftszeit einer Reflexion im A-Scan eine Rolle, sondern auch im gleichen Maße die Kenntnis der Schallgeschwindigkeit über die zurückgelegte Wegstrecke jeder Reflexion. Weitere zeitkritische Kriterien sind eine eventuelle zeitliche Verzögerung in der Datenaufnahme wie auch Verzerrungen der Pulse in Sende- oder Empfangsrichtung.

Es wurde gezeigt, dass für eine kohärente Bildgebung eine sehr hohe Präzision hinsichtlich der Sensorpositionierung einer maximalen Distanz von 0,15 mm nötig ist. Damit darf der Messfehler bei der Bestimmung der Schallgeschwindigkeit des Wassers über eine Laufstrecke von 18 cm im Durchschnitt keine 0,6 °C übersteigen. Ist diese Präzision nicht gegeben, müssen die Daten einer Signalvorverarbeitung unterzogen werden, um eine adäquate Bildgebung zu gewährleisten (Kapitel 5.3).

Auf die Signalvorverarbeitung wie auch Eigenschaften der verbauten Sensoren wird im folgenden Kapitel näher eingegangen.

2.4.2 Signalvorverarbeitung

Mittels der Signalvorverarbeitung sollen die Messdaten derart verarbeitet werden, dass idealerweise ausschließlich für die Bildrekonstruktion relevante Daten verbleiben, die zudem möglichst vollständig von Rauscheinflüssen bereinigt worden sind.

Wie bereits erwähnt, ist systembedingt kein Aussenden eines Dirac-Impulses möglich, sondern lediglich eine bandpass-gefilterte Version davon. Damit hat allgemein die Signalvorverarbeitung für die Reflexionstomographie zum Ziel, die elektro-mechanische Impulsantwort von

Sender, Empfänger und Datenaufnahmeelektronik ($h_{\text{ef}}(t)$ und $h_{\text{eb}}(t)$) zu kompensieren.

Für die Rekonstruktion der Reflektivität ist die Ankunftszeit jeder aufgezeichneten Reflexion relevant. Mit Ankunftszeit ist hierbei der Zeitpunkt des Pulsbeginns gemeint, weswegen eine Maximumsfindung zur Pulsdetektion ausgeschlossen ist. Ferner erfahren Ultraschallpulse, die sich durch Gewebe fortbewegen, eine frequenzabhängige Dämpfung, was zusätzlich zu den Einflüssen der Ultraschallwandler zu einer Pulsverformung und damit Verschiebung des Pulsmaximums führen kann. Die erwähnte notwendige zeitliche Verschiebung t_{PbPm} der Messdaten kann deswegen nicht über einen einheitlichen Wert durchgeführt werden, sondern müsste für jeden Reflexionspuls angepasst werden.

Für USCT ist damit eine Signalvorverarbeitung von Interesse, die möglichst präzise den Pulsbeginn (*time of arrival*, TOA) der aufgezeichneten Echos ermitteln kann. Eine exakte Kenntnis der TOA aller Reflexionspulse reicht jedoch nicht aus, um ein qualitativ gutes Bild zu erzeugen. Systematische Fehler, wie z.B. die Signalverzögerung durch Vorfilterung in der Datenaufnahme-Hardware, unpräzise Positionierung der Ultraschallwandler und ungenaue Kenntnis der Temperaturverteilung des Koppelmediums Wasser, verhindern das präzise Überlappen der rückprojizierten Daten und können sogar dazu führen, dass sich durch kohärentes Überlagern die Rückprojektionen gegenseitig auslöschen (siehe Abb. 2.12(b)).

Durch eine entsprechende Vorverarbeitung kann diesen Fehlern begegnet werden. Zum einen hilft dabei eine Demodulation der A-Scans durch eine Hilbert-Transformation und Bildung der Einhüllenden [43]. Dies verhindert destruktive Interferenzen im Bild, führt jedoch zu einer Verminderung der Schärfe. Außerdem akkumuliert sich dadurch das Messrauschen der A-Scans im Bild (siehe Abb. 2.12(c)). Die Zeitverschiebung t_{PbPm} des Pulsmaximums zum Pulsbeginn ist bei dieser Vorverarbeitung nach wie vor notwendig.

Um die Ankunftszeit eines Pulses zu detektieren und außerdem das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR⁷) zu maximieren, kann das sogenannte *matched filter* eingesetzt werden [53]. Für den Fall, dass die gemessenen Reflexionen Pulse konstanter Anstiegszeit entsprechen sowie nur weißes Rauschen vorliegt, kann über eine Faltung des Sendepulses mit den A-Scans ein optimales Filter hinsichtlich der SNR erzielt werden. Diese Faltung führt ferner zu einer Maximumsbildung am Pulsbeginn, wodurch die Zeitverschiebung von t_{PbPm} obsolet wird.

Bei der Datenaufnahme mit dem 3D-USCT treten jedoch bereits bei einer Leermessung starke Unterschiede zwischen den Pulsformen der gemessenen Reflexionen untereinander und zur ausgesandten Pulsform auf [108], weswegen dieser Ansatz keine optimalen Ergebnisse liefern kann. Steht dagegen eine Vorverarbeitung zur Verfügung, die unabhängig von der Pulsform die Ankunftszeit der einzelnen Reflexionen ermitteln kann (Kapitel 5.3.1), sind qualitativ bessere Bilder der Reflektivität möglich, wie beispielhaft in Abb. 2.12 dargestellt. Es vereinfacht ferner die Berücksichtigung bzw. Kompensation der oben genannten Fehlerquellen, worauf genauer in Kapitel 5.3 eingegangen wird.

Hinsichtlich des Auflösungsvermögens einer objektumfassenden Sensorgeometrie ist das Auflösungsvermögen auf Signalebene entscheidend, d.h. die Möglichkeit eines einzelnen Sensors, Reflexionen zweier in Abstrahlrichtung hintereinander liegender Streuer noch als getrennt wahrzunehmen. Die kritische Bedingung für die Auflösung des Gesamtsystems ist, dass zwei Punkte mindestens unter einem Winkel noch als getrennt erkannt werden müssen. Ist dies für keinen Sichtwinkel gegeben, können diese Punkte im Bild im Falle der Verwendung von Rohdaten nicht klar differenziert abgebildet werden. Das liegt darin begründet, dass SAFT

⁷Englisch: *signal-to-noise ratio*

die Messungen nur in das Bild projiziert und ihnen eine andere Form gibt, der Verlauf der Daten jedoch gleich bleibt. Zwei sich überlagernde Pulse, bei denen durch Interferenzen das jeweilige Maximum ausgelöscht wurde, stellen sich im Bild ebenso verwaschen dar. Eine Signalvorverarbeitung, die in den Rohdaten überlagerte Pulse auftrennen kann, d.h. eine hohe Doppelpulsauflösung aufweist, verbessert das Auflösungsvermögen auf Signalebene.

Fazit

Über die Signalvorverarbeitung muss mit möglichst großer Präzision die TOA bestimmt werden, um akustische Impedanzunterschiede örtlich genau abzubilden. Dies ist insbesondere durch eine Methode durchzuführen, die unabhängig von der Pulsform den Pulsbeginn ermitteln kann. Hinsichtlich des Auflösungsvermögens auf der Signalebene steht als Ziel, sich überlappende Reflexionspulse aufzutrennen, da dies die Grundlage für das Auflösungsvermögen des Gesamtsystems darstellt (siehe Kapitel 3).

2.4.3 Sensoreigenschaften

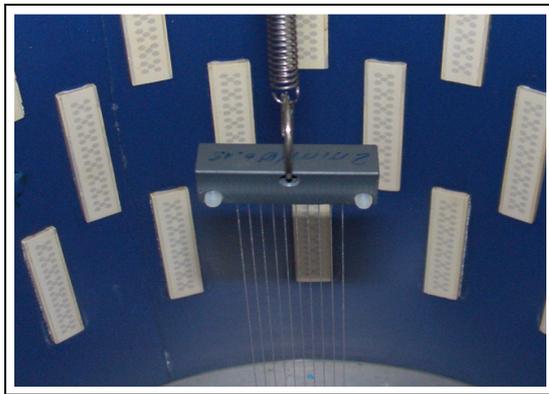
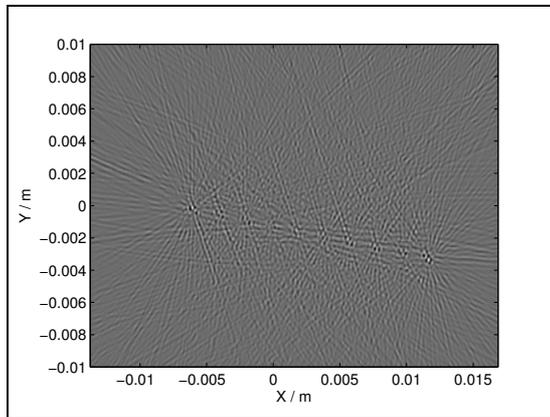
Zu den Sensoreigenschaften zählt auch die damit verbundene Hardware zur Datenaufnahme. Da für die Ortsauflösung die präzise Zeitbestimmung der Reflexionspulse grundlegend ist, sind alle Einflüsse zu ermitteln, die auf Signalebene eine zeitliche Verzögerung verursachen können. Ferner ist – um überhaupt die TOA eines Echos bestimmen zu können – die Sensitivität der Sensoren von entscheidender Bedeutung. Auf diese haben nicht nur die generelle Bauart des Ultraschallwandlers Einfluss, sondern auch die Art seiner Anregung.

Auf diese Einflüsse in Form von möglichen *Störungen beim Datentransfer* sowie den Sensoreigenschaften *Frequenzgang* und *Richtcharakteristik* soll im Folgenden ausführlicher eingegangen werden.

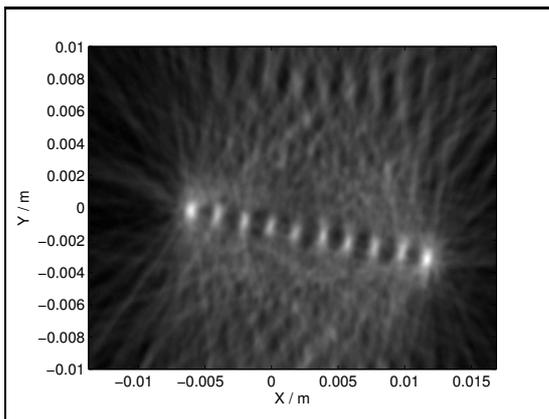
Störungen beim Datentransfer

Bei einem Datenaufnahmesystem mit parallelen Kanälen besteht die Gefahr des Übersprechens in benachbarten Signalleitungen. Dieses kann in Senderichtung dazu führen, dass mehrere Sender gleichzeitig einen Puls aussenden und dadurch eine unerwünschte Fokussierung des Sendepulses verursachen. Beim Empfangen können in den Rohdaten Pulse an Zeitpunkten verursacht werden, an denen es kein Impedanzunterschied in der vermessenen Region gibt. Das kann die Bildrekonstruktion massiv stören und z.B. Geisterpunkte erzeugen. Im hier betrachteten System konnte kein Übersprechen in Senderichtung nachgewiesen werden. In Empfangsrichtung ist Übersprechen festgestellt worden, das jedoch insbesondere die Transmissionspulse betrifft, die verglichen mit den Reflexionspulsen eine wesentlich höhere Druckamplitude aufweisen. Diese Störung beeinflusst jedoch ausschließlich die Transmissionstomographie und ist damit für die in dieser Arbeit betrachtete Reflexionstomographie nicht relevant.

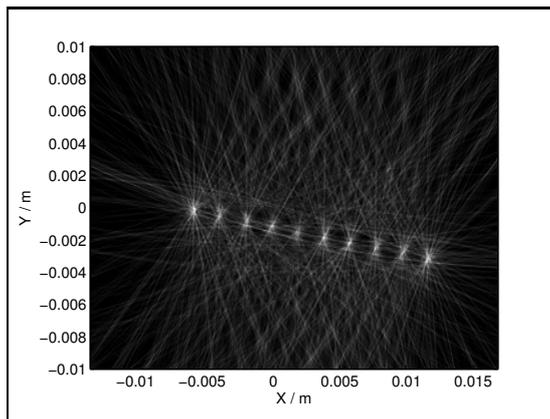
Durch die vielfältigen Verarbeitungsschritte, die ein Analogsignal bis zur Digitalisierung durchläuft, wird je nach Umfang der Vorverarbeitung in der Hardware eine gewisse Zeit benötigt. Diese Signalverzögerung spiegelt sich direkt als systematischer Fehler in der TOA-Bestimmung wieder, kann jedoch experimentell bestimmt werden. Wie sich ein systematischer Fehler hinsichtlich einer Punktabbildung darstellt, zeigt Abb. 2.13(b). Je nach Aufbau des

(a) Zehn Nylonfäden, $\varnothing = 0,2$ mm

(b) Rekonstruktion mit Originalpulsen



(c) Rekonstruktion mit der Einhüllenden



(d) Rekonstruktion mit Pulsbeginn

Abbildung 2.12: **Einfluss der Signalvorverarbeitung auf die Bildqualität.** Gezeigt sind exemplarisch Vergleiche von Schichtrekonstruktionen von zehn Nylonfäden (Bild (a)). Bild (b) zeigt eine Bildrekonstruktion unter Verwendung von rauschbefreiten Originaldaten. Die zehn Fäden sind nur undeutlich zu erkennen. Für Bild (c) wurde von den Rohdaten die Einhüllende berechnet und diese für die Bildrekonstruktion verwendet. Die zehn Fäden sind deutlich sichtbar, jedoch unscharf abgebildet. Bild (d) zeigt schließlich eine Bildrekonstruktion für die ausschließlich die Information des Pulsbeginns mit einer zeitlichen Länge eines Abtastpunktes verwendet wurde. Im Vergleich zu den anderen Vorverarbeitungsschritten sind die Fäden hier deutlich schärfer und mit weniger Artefakten abgebildet.

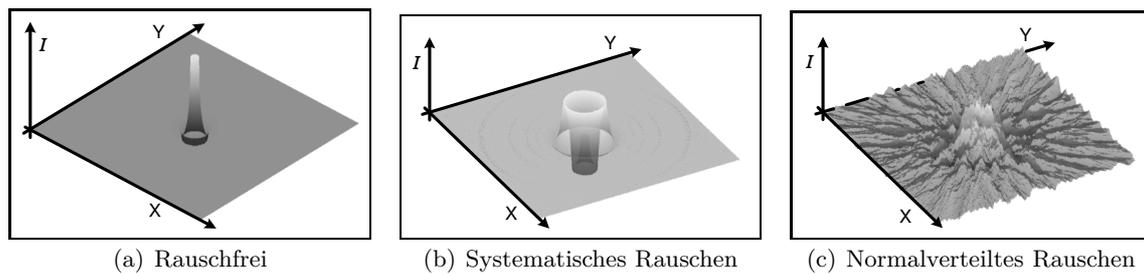


Abbildung 2.13: **Einfluss des Rauschens auf die TOA-Bestimmung bezüglich einer Punktabbildung.** Bild (a) zeigt die Rekonstruktion eines Punktes in der Ebene für den rauschfreien Fall und ist durch ein ausgeprägtes Maximum charakterisiert. Bild (b) stellt den Einfluss systematischen Rauschens auf diese Punktabbildung dar, welche eine ringförmige Abbildung des Punktes verursacht. Bild (c) stellt den Fall für normalverteiltes Rauschen auf die TOA-Bestimmung dar, was zu einer Verschmierung der Punktabbildung und entsprechenden Fluktuationen führt.

Datenaufnahmesystems sind dabei auch die unterschiedlichen Laufzeiten auf den parallelen Kanälen zu berücksichtigen.

Schließlich können durch nichtlineare Transferfunktionen der einzelnen Systemkomponenten zusätzlich Pulsverzerrungen auftreten, die den Pulsbeginn einer Reflexion verfälschen.

Frequenzgang

Die für die Ultraschallwandler eingesetzten Piezokeramiken können für die Generierung von Ultraschallpulsen mit unterschiedlichen Frequenzen angeregt werden. Wie alle schwingenden Systeme haben auch die hier eingesetzten Wandler Systeme eine Resonanzfrequenz, bei der der ausgesandte Puls die höchste Druckamplitude aufweist. Diese Resonanzfrequenz hängt insbesondere von der Dicke der Piezokeramik in Abstrahlrichtung ab wie auch von der Geschwindigkeit v_w , mit dem die generierte Druckwelle durch die Piezoelemente in Abstrahlrichtung verläuft. Weitere Einflüsse haben das sogenannte *backing*⁸, die Geschwindigkeit orthogonal zur Abstrahlrichtung und die Anpassschicht(en) zum Wasser sowie Aufbau, Form und Anordnung der einzelnen Piezoelemente. Durch Anregen des Ultraschallwandlers mit Pulsen unterschiedlicher Frequenz und Auswerten der erzeugten Druckamplitude, kann eine Frequenzanalyse des Wandlers durchgeführt werden, siehe Abb. 2.14(a). Das Druckmaximum wird bei 2,9 MHz Mittenfrequenz des Anregungspulses erreicht.

Für die Wahl der Mittenfrequenz gibt es jedoch noch weitere Kriterien zu berücksichtigen. So ist bei höheren Anregungsfrequenzen ein stärkeres Nachschwingen des Senders zu beobachten, d.h. dass auch nach Beendigung der Anregung die Piezokeramik weiter schwingt und damit Puls- und Frequenzverzerrungen verursacht, siehe Abb. 2.15. Derartige Verzerrungen erschweren zudem die Trennung überlagerter Pulse und beeinflussen damit direkt die Auflösung auf Signalebene.

Ein weiteres Kriterium für die Wahl der Anregungsfrequenz ist, dass die Dämpfung des Ultraschallpulses durch das Brustgewebe exponentiell mit der Frequenz ansteigt. Das bedingt einen

⁸Das *backing* ist ein Dämpfungsmaterial hinter dem Wandler, das den generierten Ultraschallpuls in dieser Richtung absorbieren soll.

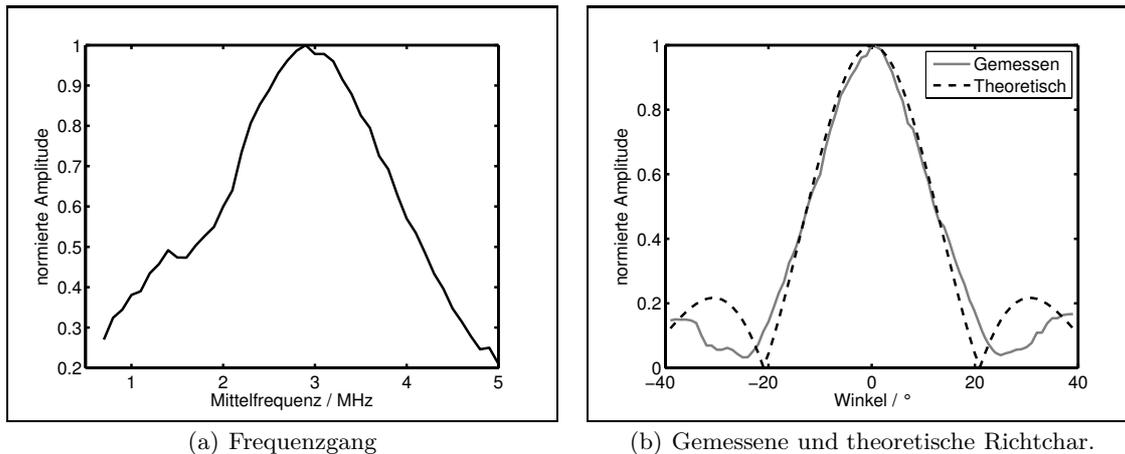


Abbildung 2.14: **Frequenzgang und Richtcharakteristik eines Ultraschallsenders des 3D-USCT.** Das Diagramm (a) zeigt ein ausgeprägtes Maximum der abgestrahlten Druckamplitude für 2,9 MHz. Diagramm (b) zeigt die gemessene Richtcharakteristik überlagert mit einer theoretisch ermittelten.

Kompromiss zwischen gewünschter Auflösung auf Signalebene und gewünschter Eindringtiefe bzw. Signalstärke der Reflexionen.

Richtcharakteristik

Wie bereits mit dem Rayleigh-Oberflächen-Integral (Gleichung (2.2)) eingeführt, weisen Ultraschallwandler endlicher Ausdehnung eine Richtcharakteristik auf. Damit ist dies – neben dem Frequenzgang – ein weiterer signifikanter Einfluss auf die Energie, mit der ein bestimmtes Volumen im Raum beschallt werden kann. Entsprechend definiert sie die richtungsabhängige Sensitivität eines Ultraschallempfängers für ein beschalltes Volumen. Die Ursache für diese Richtwirkung liegt darin begründet, dass jeder infinitesimale Punkt auf der Sensorfläche beim Senden nach dem Huygens'schen Prinzip als Punktquelle betrachtet werden kann. Für die festgelegte Wellenlänge des emittierten Pulses interferieren diese auf der Sensorfläche verteilten Punktquellen in der Ferne abhängig vom Winkel zur Sensorausrichtung zu Minima und Maxima. Das selbe Prinzip gilt für das Empfangen, bei dem auf der Wandlerfläche einfallende Pulse abhängig von der Einfallsrichtung interferieren.

In der Theorie wird bei Sensoren häufig von Punktquellen ausgegangen, die eine ideale, kugelförmige Abstrahlung und ein ebensolches Empfangsverhalten aufweisen. In einem realen System muss jedoch der Kompromiss zwischen gewünschter abzustrahlender Intensität und einem gewünschten, möglichst kugelförmigen Abstrahlverhalten eingegangen werden. Die Abweichung von der eigentlich gewünschten gleichmäßigen Abstrahl- und Empfangscharakteristik führt zusammen mit der Sensoranordnung und -ausrichtung zu einer Fokussierung auf bestimmte Bereiche des abzubildenden Volumens.

Für den Fall, dass die betrachtete Region im Vergleich zur Wandlergröße weit entfernt ist (Fernfeld), kann das Rayleigh-Integral über die Fraunhofer-Approximation bestimmt werden [34]. Eine über die Fraunhofer-Approximation ermittelte und eine gemessene Abstrahlcharakteristik [70] eines Ultraschallsenders ist in Abb. 2.14(b) dargestellt. Der Großteil der ab-

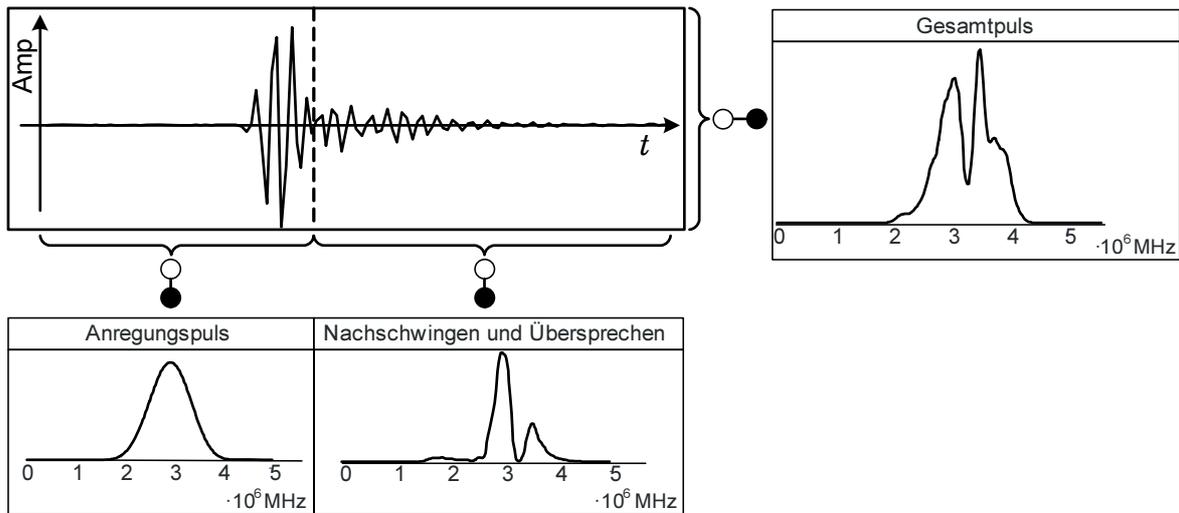


Abbildung 2.15: **Nachschwingen des Wandlers nach der Anregung.** Wird der Ultraschallwandler in der Resonanzfrequenz betrieben, tritt ein gegenphasiges Nachschwingen nach der Anregung auf. In der Abbildung links oben ist durch die gestrichelte Linie der Sendepulses markiert mit einer darunter abgebildeten Frequenzanalyse. Die Frequenzanalyse rechts bezieht den gesamten Puls ein und zeigt deutlich die durch Nachschwingen und Übersprechen erzeugte Abweichung von dem gewünschten Frequenzgang des Sendepulses. Die Frequenzanalysen sind normiert.

gestrahlten Energie befindet sich in einem Winkelbereich von insgesamt 30° (Grenzen am Halbwertsabfall). Dieser Winkelbereich zusammen mit dem Radius des Messzylinders von 9,3 cm definiert grob eine zylindrische Region in der Mitte des 3D-USCT mit einem Radius von 2,5 cm, in der sich diese Schallkeulen überlappen. Für die Abbildung hat dies zur Folge, dass Objektbereiche innerhalb dieser Fokusregion anders abgebildet werden als Bereiche außerhalb davon.

Fazit

Für die Sensoreigenschaften ergibt sich, dass die Sensoren als Basiselemente die Grundlage für die Signalqualität (SNR) darstellen. Kompromisse, die hier eingegangen werden müssen, liegen zum einen in der Wahl des Anregungspulses (Mittenfrequenz, Bandbreite). Damit wird die erzielbare Ausgangsleistung, die Auflösung auf Signalebene und im Bild sowie die Güte der generierten Pulsform (Nachschwingen) beeinflusst. Ein weiterer Kompromiss betrifft die Wahl der Größe der Wandlerfläche, die direkt die Abstrahlleistung definiert, mit größerer Fläche jedoch zu einer schmaleren Richtcharakteristik führt. Dies ist insbesondere für 3D-Anwendungen relevant, da eine möglichst *großräumige* Objektausleuchtung des Objektes mit *hoher Energie* vonnöten ist.

2.4.4 Sensorgeometrie

Die Sensorgeometrie definiert die Positionen der Sensoren im Raum sowie ihre Ausrichtungen. Sie hat einen großen Anteil daran, wie ein Objekt vermessen wird, welche Auflösung erzielt

werden kann und auch wie ausgeprägt Rekonstruktionsartefakte im Bildbereich sind.

Durch die zuvor beschriebene Richtcharakteristik wird mit der Sensorgeometrie direkt festgelegt, inwiefern nur Teile des abzubildenden Objektes beschallt werden und Reflexionen in Abhängigkeit von ihrer Position wahrgenommen werden können. Eine ungünstige Sensorgeometrie kann dazu führen, dass bestimmte Bildbereiche nicht vermessen werden können bzw. andere Bereiche überproportional hervorgehoben werden.

Ferner wird durch die Art und Weise, wie die Sensoren zum Objekt angeordnet sind, ein grundlegendes Auflösungsvermögen definiert. So ist auch für eine lineare Sensoranordnung⁹, deren Messungen über unfokussierte Pulse durchgeführt und mit SAFT verarbeitet werden, das Auflösungsvermögen von der Gesamtgröße dieser Sensoranordnung und der Eindringtiefe abhängig [46, 82]. Die Abhängigkeit von der Größe des linearen Arrays wird durch die Umschließung des Objektes aufgehoben [66]. Eine genaue Berechnung der räumlichen Auflösung ist jedoch nicht trivial, wie in Kapitel 3 eingehender diskutiert wird.

Des Weiteren hat die Sensordichte bei der hier verwendeten Bildrekonstruktion einen direkten Einfluss auf Rekonstruktionsartefakte. Für lineare Arrays wird durch das Nyquist-Shannon-Abtasttheorem vorgeschrieben, dass der Sensorabstand kleiner als die halbe Wellenlänge λ sein muss, um Rekonstruktionsartefakte im Sichtbereich von $\theta = \pm 90^\circ$ auszuschließen [46]. Allgemein lautet die Bedingung für den Sensorabstand Δx

$$\Delta x = \frac{\lambda}{2 \cdot \sin \theta} . \quad (2.20)$$

Für diesen Sensorabstand ist es für den Sichtbereich von $\pm 90^\circ$ der linearen Sensoranordnung ausgeschlossen, dass benachbarte Sensoren Reflexionen aus einem Winkelbereich fälschlicherweise einem anderen Winkelbereich zuordnen, d.h. dass sich Rückprojektionen auch an Stellen häufen, die nicht zum eigentlichen Ort des Streuers gehören.

Mit einer gekrümmten und objektumfassenden Sensoranordnung stellt sich dieses Problem anders dar. So umfasst der relevante Bildbereich – von einem Sensor aus gesehen – nicht $\pm 90^\circ$, sondern abhängig von dem Radius des Sensorrings R_{USCT} und Brustradius R_{Brust} weit weniger: Für $R_{\text{USCT}} = 9,3$ cm und $R_{\text{Brust}} = 5,0$ cm beträgt θ lediglich 28° . Das würde den notwendigen Sensorabstand auf ungefähr das Doppelte vergrößern. Dennoch wäre dafür die Sensoranzahl mit ungefähr 1000 Wandlern zu hoch, weshalb hier von einer Geometrie gesprochen wird, die man als *sparse* bezeichnet. Das wiederum bedeutet, dass allein bedingt durch die Sensorgeometrie – bei der hier betrachteten Bildrekonstruktion – von Artefakten im rekonstruierten Bild ausgegangen werden muss. Diese sind somit zu evaluieren bzw. auf andere Weise zu kompensieren.

Fazit

Die Wahl der Sensoranordnung, -ausrichtung und -dichte beeinflusst die wesentlichen Kriterien der Abbildungsqualität. Eine optimale Vermessung des Objektes mit den verfügbaren Ultraschallwandlern wird durch die Sensoranordnung und -ausrichtung festgelegt. Die Art und Weise, unter welchen Winkeln das Objekt vermessen wird, beeinflusst das Auflösungsvermögen des Gesamtsystems. Schließlich definiert die Dichte der Sensoren mit der in dieser

⁹Eine lineare Sensoranordnung ist in konventionellen Ultraschallsystemen vorzufinden, bei denen die Sensoren in einer Reihe angeordnet sind.

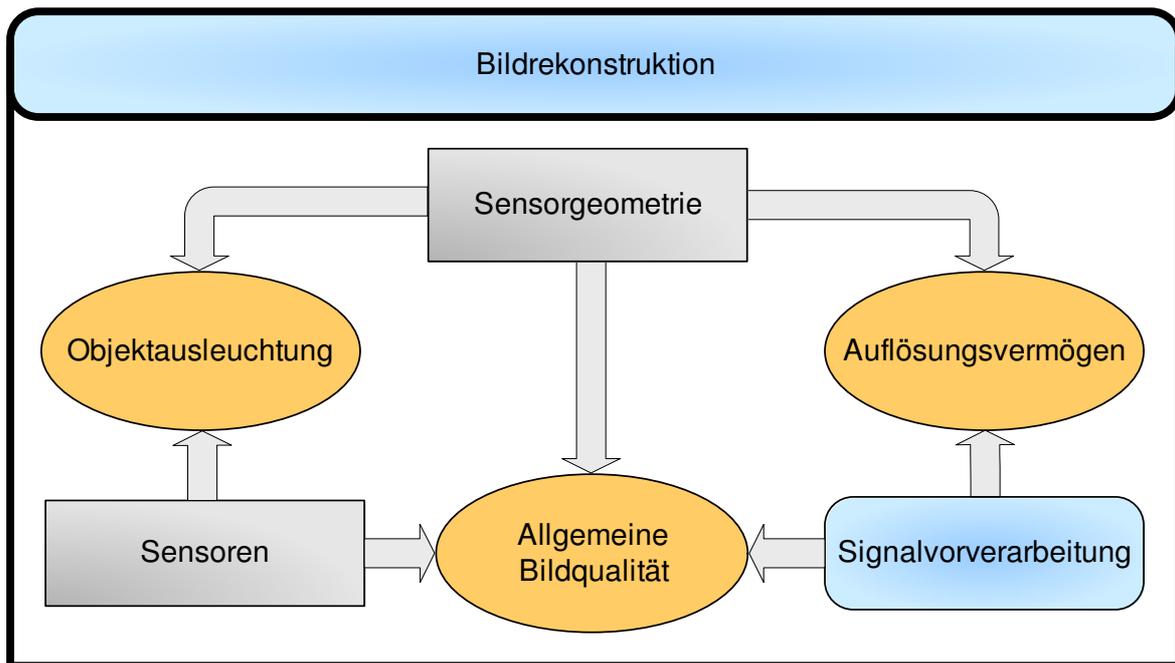


Abbildung 2.16: Zusammenfassung der Einflüsse der Systemkomponenten auf die **Abbildungsqualität**. Die *Abbildungsqualität* ist hier in die Bereiche *Objektausleuchtung*, *Auflösungsvermögen* und *allgemeine Bildqualität* unterteilt.

Arbeit eingesetzten Bildrekonstruktion das Ausmaß an Rekonstruktionsartefakten und wirkt sich damit direkt auf die Bildqualität aus.

2.5 Wesentliche Ergebnisse des Kapitels

In diesem Kapitel wurde ein Überblick über das in dieser Arbeit untersuchte System zur 3D-Ultraschall-Computertomographie gegeben sowie jegliche für die Bildgebung relevanten Komponenten vorgestellt. Die wesentlichen systembedingten Einflüsse auf die Abbildungsqualität wurden in die zwei Gruppen *Hardware* und *Software* unterteilt, beschrieben und diskutiert.

In Abb. 2.16 sind die zu Beginn eingeführten systembedingten Komponenten aufgeführt mit ihrem jeweiligen Einfluss auf die *Objektausleuchtung*, das *Auflösungsvermögen* und die *allgemeine Bildqualität*, die die wichtigsten Kriterien der Abbildungseigenschaften des 3D-USCT kategorisieren. Die *Objektausleuchtung* umfasst die Sensitivität bei der generellen Gewinnung von Messdaten über das Objekt. Unter dem *Auflösungsvermögen* ist die Fähigkeit zu verstehen, zwei räumliche nahe beieinander liegende Punkte als getrennt abzubilden. Die *allgemeine Bildqualität* bezieht sich schließlich auf Rekonstruktionsartefakte und den Abbildungscontrast.

Der für die *Bildrekonstruktion* eingesetzte Algorithmus zur Abbildung der Reflektivität stellt die grundlegende und in dem Diagramm alles umfassende Komponente dar. Die Art und Weise, wie aus den Messdaten ein 3D-Bild rekonstruiert wird, bestimmt prinzipiell das Auf-

Systemparameter	hat Einfluss auf
Resonanzfrequenz	Abstrahlleistung, Sensitivität
Mittenfrequenz des Sendepulses	Abstrahlleistung, Auflösung auf Signalebene
Richtcharakteristik	örtliche Sensitivität
Übersprechen	Artefakte, Geisterpunkte
Signalverzögerung durch Elektronik	Artefakte, unscharfe Abbildung
Pulsverzerrung	Artefakte, unscharfe Abbildung

Tabelle 2.2: **Einfluss der Hauptparameter der Datenaufnahme auf die Abbildungsqualität des 3D-USCT**

lösungsvermögen und die Bildqualität. Die Objektausleuchtung ist dabei als notwendige Bedingung zu sehen, da sie definiert, inwiefern einzelne Teile des abzubildenden Objektes von den verteilten und ihrer Wahrnehmung jeweils beschränkten Sensoren vermessen werden. Die über die *Sensorgeometrie* festgelegte Anordnung, Ausrichtung und Dichte der Sensoren hat auf alle drei Abbildungskriterien Einfluss und stellt damit die zentrale und wichtigste Komponente des 3D-USCT dar. Je nach Aufbau und Betrieb der im System verbauten *Sensoren* bestimmen sie maßgeblich die Objektausleuchtung und Bildqualität, siehe Tabelle 2.2. Die Signalvorverarbeitung zur Extraktion und Filterung der für die Bildrekonstruktion wesentlichen Informationen beeinflusst schließlich die allgemeine Bildqualität wie auch das Auflösungsvermögen.

Damit sind die wichtigsten Komponenten und Parameter des 3D-USCT ermittelt, die Einfluss auf seine Abbildungseigenschaften haben.

3 Berechnung der 3D-Abbildungsfunktion

3.1 Einleitung

Für ein neuartiges bildgebendes System stellt sich in erster Linie die Frage, wie es leistungsmäßig im Vergleich zu etablierten Systemen steht. Das heißt, es ist ein Kriterium notwendig, anhand dessen man die Leistungsfähigkeit eines bildgebenden Systems messen und bewerten kann. Ein Maß, das häufig für solch eine Bewertung zum Einsatz kommt, ist das *Auflösungsvermögen*, also die Fähigkeit zwei dicht beieinander liegende Punkte als getrennt abzubilden.

Dabei stellen sich mehrere Fragen. So ist das generelle Auflösungsvermögen von Interesse und damit einhergehend, ob es konstant über die abzubildende Region oder positionsabhängig ist. Falls die Auflösung räumlich variiert, stellt sich ferner die Frage, welche Systemparameter welchen Einfluss daran haben. Diese Fragen können mit der Analyse der 3D-Abbildungsfunktion beantwortet werden, genauer gesagt, mit der Auswertung ihrer Form und Ausdehnung.

Die Abbildungsfunktion¹ – auch Punktspreizfunktion, Punktabbildung oder Punktabbildungsfunktion genannt – beschreibt die Abbildung eines unendlich kleinen Punktes. Dieser Punkt wird systembedingt nicht als solcher abgebildet, Abb. 3.1 stellt beispielhaft dar, wie sich dies auf das Auflösungsvermögen auswirken kann. Die Analyse der Größe und der Form der Punktabbildung kann direkt als Maß für das Auflösungsvermögen dienen. Für die Bewertung der Größe einer Punktabbildung gibt es unterschiedliche Kriterien, wie beispielsweise das Rayleigh-Kriterium² [68] aus der Optik, das dafür den Abstand vom Maximum bis zum Nulldurchgang als Maß evaluiert. Falls zwei Punkte näher beieinander liegen als die Ausdehnung einer einzelnen Punktabbildung, werden sie nicht mehr als getrennt dargestellt und es kann nicht bestimmt werden, ob es sich um zwei separate Punkte oder eine längliche, zusammenhängende Struktur handelt. Das Wissen über die Abbildungsfunktion eines bildgebenden Systems kann außerdem dazu verwendet werden, die systembedingten Störungen in der Abbildung durch Entfaltung zu kompensieren und damit die Bildqualität zu verbessern.

Bisherige Ansätze zur Herleitung der Abbildungsfunktion von USCT-Aufbauten beruhen auf stark vereinfachten Annahmen, wie z.B. dem Ausschluss von Dämpfung, Annahme von Punktquellen für die Sensorcharakteristik, Beschränkung der Sensoranordnung auf lineare, planare, zirkuläre oder sphärische Geometrien und die Einschränkung der Analyse der Abbildungsfunktion auf eine einzelne Position in der abzubildenden Region.

Bevor die für diese Arbeit hergeleitete Methode für die Bestimmung der 3D-Abbildungsfunktion präsentiert wird, soll vorher auf Details des in Kapitel 2.4.1 eingeführten Bildrekonstruktionsalgorithmus eingegangen werden, insbesondere in Bezug auf den Bildaufbau eines einzelnen Punktes und der Tatsache, dass bei USCT eine das Objekt umgebende Sensoranordnung vorliegt. Darauf basierend wird eine neuartige Methode zur Bestimmung der 3D-Abbildungsfunktion hergeleitet und mit der klassischen Herangehensweise verglichen.

¹Englisch: *point spread function* (PSF)

²Lord J. W. S. Rayleigh (1842–1919), Physiker und Nobelpreisträger.

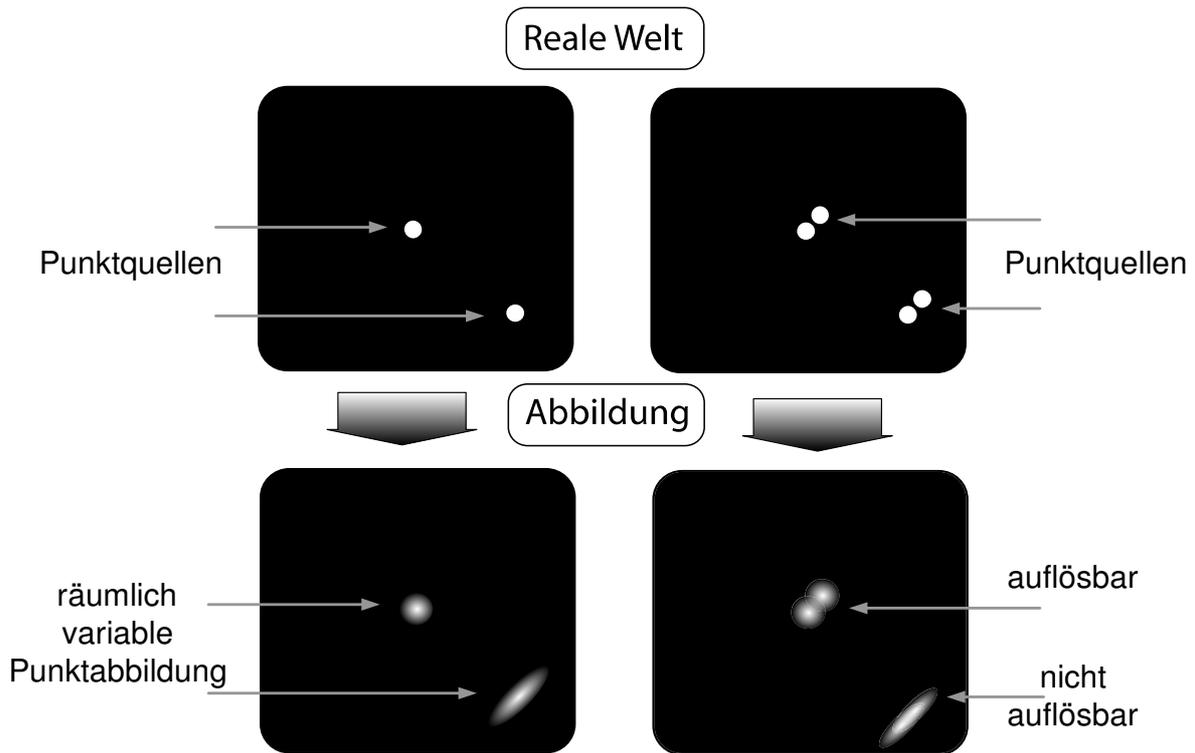


Abbildung 3.1: **Abbildungsfehler und Auflösungsvermögen.** Dargestellt ist beispielhaft, wie sich positionsabhängige Abbildungsfehler auf das Auflösungsvermögen auswirken. Oben sind zwei vereinfachte 2D-Szenen dargestellt, die ausschließlich Punktquellen beinhalten. Die Abbildung dieser Punktquellen wird systembedingt verfälscht, was symbolisch in den unteren Bildern dargestellt ist. Es ist zu sehen, wie Größe und Form der Abbildungsfunktion das Auflösungsvermögen beeinflussen. In diesen Beispielen ist die Abbildungsfunktion ortsabhängig. Das mittige Punktquellenpaar in der rechts abgebildeten Szene kann noch aufgelöst werden, wohingegen die langgezogene Punktabbildung am Rand der Szene bewirkt, dass das dortige Punktquellenpaar nicht eindeutig aufgelöst werden kann.

3.2 Stand der Technik

Die Untersuchung der Punktabbildungsfunktion eines bildgebenden Systems kann allgemein über Messungen an realen Objekten, über eine theoretische Analyse des Bildgebungsprozesses oder über Simulationen von Messungen mit anschließender Anwendung der Bildrekonstruktion erfolgen. Im Folgenden werden Methoden zur experimentellen, theoretischen und simulierten Bestimmung der Abbildungsfunktion erörtert.

3.2.1 Indirekte Bestimmung der Abbildungsfunktion

Für eine reale Messung der Abbildungsfunktion ist ein sehr kleiner Punktstreuer notwendig, um den theoretisch unendlich kleinen Punkt zu approximieren. Für die Analyse von Ultraschallsystemen ist damit ein Objekt notwendig, das trotz geringer Ausdehnung als starker Ultraschallstreuer fungiert. Nach Gleichung (2.9) hängt das Ausmaß der Reflexion direkt von

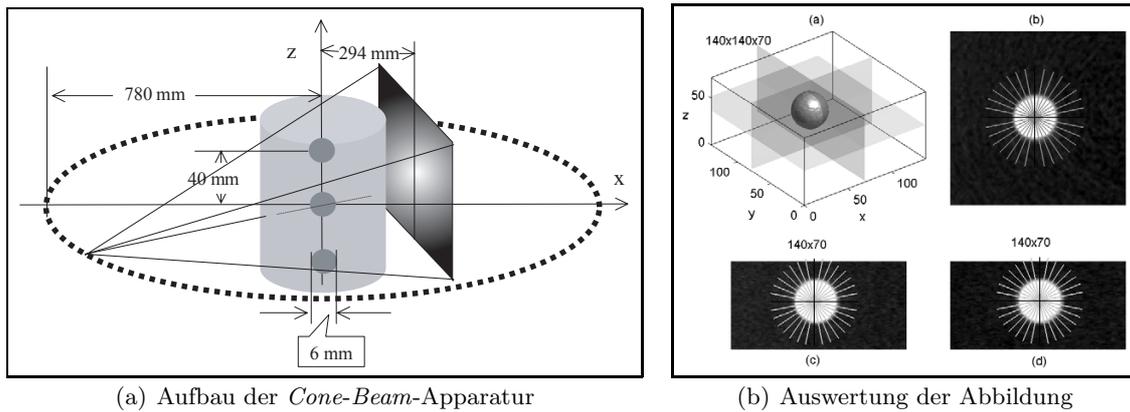


Abbildung 3.2: **Experimentelle Analyse der 3D-Abbildungsfunktion für einen Cone-Beam-Tomographen.** In Bild (a) sind die Positionen der Röntgen-Quelle sowie des Detektors dargestellt, wie sie das Objekt umfahren. Diese Einzelprojektionen werden für die Rekonstruktion eines 3D-Gesamtbildes verwendet. Bild (b) zeigt die Approximation der 3D-Abbildungsfunktion über eine Aufteilung der Analyse in Ebenen und Linien [19].

der Größe des Streuers ab, womit ein sehr hoher Unterschied in der akustischen Impedanz im Vergleich zum Wasser notwendig ist. Für die Analyse eines 3D-Abbildungsverfahrens ergibt sich zusätzlich die Schwierigkeit der störungsfreien und präzisen Positionierung des Streuers im Raum bzw. schwebend im Koppelmedium Wasser. Schließlich ist es für solch eine Untersuchung notwendig, unterschiedliche Materialien in die Analyse mit einzubeziehen, um eventuelle Abhängigkeiten von der Wahl der Materialeigenschaften des Streuers auszuschließen.

Um dem Problem eines sehr kleinen Streuers zu begegnen, wurde in [19] für einen *Cone-Beam-Computertomographen* (Abb. 3.2(a)) eine Methode entwickelt, mit der auch größere Objekte zur Analyse der Abbildungsfunktion herangezogen werden können. Über einen iterativen Algorithmus wird versucht, aus der Abbildung einer Kugel, die generelle Abbildungsfunktion zu schätzen. Dafür wird die 3D-Bildrekonstruktion dieses Objektes in Ebenen entlang der Hauptachsen unterteilt und jede Ebene durch eine Vielzahl von Profillinien untersucht, Abb. 3.2(b). Für diese Profillinien wird iterativ die Abweichung vom eigentlich erwarteten Abbild ermittelt und diese Abweichung als Abbildungsfunktion herangezogen. Alle Linien auf den Ebenen zusammen ergeben schließlich eine Approximation der 3D-Abbildungsfunktion.

Für USCT ist diese Art der Untersuchung insofern problematisch, als die Bildgebung mittels Ultraschall auch objektabhängig ist und ausgedehnte, flächige Objekte nicht einer Summe von Punktstreuern entsprechen [62]. Für die Projektion mit Röntgenstrahlung können leicht Materialien gefunden werden, die im Abbild scharfe Kanten erzeugen, welche einer Untersuchung unterzogen werden können. Bei USCT sind solch einfache Projektionen nicht gegeben. Auch liefert diese Art der Untersuchung keine Erklärung für die Entstehung der Abbildungsfehler und welchen Einfluss die einzelnen Systemkomponenten darauf haben. Um zusätzlich die örtliche Variabilität der Abbildungsfunktion zu bestimmen, wären außerdem eine Vielzahl solcher Untersuchungen notwendig, was insbesondere für die Betrachtung einer dreidimensionalen Region einen großen Aufwand bedeutet.

3.2.2 Theoretische Herleitung der Abbildungsfunktion

Um den Aufwand einer experimentellen Analyse zu umgehen und auch unabhängig von objektspezifischen Parametern zu sein, kann die Abbildungsfunktion theoretisch auf Basis des Bildgebungsprozesses (siehe Kapitel 2.4.1) untersucht werden.

Norton und Linzer haben erstmalig theoretische Untersuchungen zur 2D- und 3D-Abbildungsfunktion für zirkuläre und sphärische Sensorgeometrien durchgeführt [65, 66]. Um das Problem der Herleitung einer analytischen Lösung handhabbar zu machen, wurde von einer Vielzahl von vereinfachenden Annahmen ausgegangen. Grundsätzlich wird die Born-Approximation erster Ordnung angenommen, die auch für diese Arbeit zugrunde gelegt wird (Kapitel 2.4.1). Weiterhin haben Norton und Linzer für ihre theoretische Herleitung zusätzlich vorausgesetzt: Sender und Empfänger haben eine Charakteristik entsprechend einer Punktquelle, dämpfende Einflüsse auf den propagierenden Puls sind gleichmäßig und können kompensiert werden, der Punktstreuer hat ein isotropes Streuverhalten und – besonders einschränkend – seine Position befindet sich im oder nahe am Zentrum verglichen mit der Ausdehnung der objektumfassenden Sensoranordnung.

Für die Analyse der Abbildungsfunktion werden die Rückprojektionen am Punktstreuer über Geraden approximiert und somit die Punktabbildung als Summe von Linienintegralen über den gesamten Winkelbereich angesehen. Dies erlaubt es – ähnlich wie bei der inversen Radon-Transformation in der Röntgen-Computertomographie [41] – die Punktabbildung über eine Fouriertransformation zu beschreiben. Während der Herleitung wird mehrmals Gebrauch von der Taylor-Reihenentwicklung gemacht und es wird vorausgesetzt, dass der Punktstreuer mittig in der umgebenden Sensorgeometrie positioniert ist. Schließlich wird die im Zentrum rotationsymmetrische Punktabbildung über eine Bessel-Funktion approximiert. Dies ermöglicht es, die Ausdehnung der Abbildungsfunktion zu bestimmen – und damit das Auflösungsvermögen – wie auch den Einfluss auf die Abbildungsfunktion zu analysieren, wenn unterschiedliche Pulsformen zum Einsatz kommen, die für die Rückprojektionen verwendet werden.

Ferner wird von Norton und Linzer auf Basis dieser Herleitung eine weitere Analyse durchgeführt, die die Ausdehnung der Punktabbildung im Zentrum bezüglich des Rayleigh-Kriteriums abhängig vom Abstand zwischen Sender und Empfänger beschreibt. Dieser Abstand wird über den halben Winkel β zwischen Sender und Empfänger – vom Zentrum aus gesehen – beschrieben und es wird hergeleitet, dass mit größer werdendem β sich die Ausdehnung der Abbildungsfunktion $w(\beta)$ vergrößert,

$$w(\beta) = \frac{0,30}{f_{\max} \cos \beta}, \quad |\beta| < \frac{\pi}{2}. \quad (3.1)$$

Mit f_{\max} als maximale Frequenz im Spektrum des rückprojizierten Pulses bedeutet dies, dass sich mit steigendem Winkel β die Auflösung im Zentrum verschlechtert.

Diese Arbeiten haben grundlegende Erkenntnisse für Ultraschall-Computertomographie-Systeme erbracht. Es wurde dargelegt, dass der Abstand zwischen Sender und Empfänger Einfluss auf die Auflösung hat, die Auflösung solcher Systeme von der verwendeten Mittenfrequenz und Pulsform abhängt, und dass die Punktabbildung im Zentrum unabhängig vom Radius der umgebenden Sensoranordnung ist. Diese Untersuchungen wurden jedoch unter starken Vereinfachungen durchgeführt, die in realen Systemen nicht gegeben sind. Die Analyse der Abbildungsfunktion an Positionen außerhalb des Zentrums wurde numerisch berechnet und beispielhaft für eine gewählte Geometrie durchgeführt. Dabei zeigten sich Verformungen der Abbildungsfunktion, es wird allerdings keine exakte Erklärung dafür gegeben.

3.2.3 Numerische Bestimmung der Abbildungsfunktion

Um Beschränkungen der analytischen Untersuchung zu umgehen und beispielsweise die Berücksichtigung von Dämpfung und die Untersuchung der Abbildungsfunktion an beliebigen Positionen zu ermöglichen, kann eine Analyse über Simulationen von Messungen und deren Rekonstruktion zu einem Bild durchgeführt werden.

Dies wurde bei Norton und Linzer für die Analyse von Positionen außerhalb des Zentrums durchgeführt wie auch in den Arbeiten von Anderson [3, 5]. Damit können für beliebige Sensoranordnungen und für beliebige Punkte im Raum – über Berechnungen der Laufwege – Messungen von idealen Punktstreuern simuliert werden. Diese Messungen werden anschließend über die Bildrekonstruktion zu einem Bild verrechnet, das eine diskrete Repräsentation der Punktabbildung darstellt. Diese wird schließlich einer Analyse bezüglich Größe und Form unterzogen und kann somit als Auflösungskriterium verwendet werden.

Eine derartige Untersuchung bietet ein Maximum an Flexibilität. Die notwendigen Schritte über die Simulation von Messungen, deren Rekonstruktion zu einem Bild und anschließender Auswertung der Punktabbildung stellen jedoch insbesondere für 3D-Anwendungen einen immensen Rechenaufwand dar.

3.2.4 Fazit

Um eine analytische Lösung für die Bestimmung der Abbildungsfunktion zu erhalten, müssen viele Vereinfachungen getroffen werden, die das Einbeziehen von realen Bedingungen unmöglich machen. Nur unter Berücksichtigung systemspezifischer Kriterien kann deren Einfluss auf die Abbildungsfunktion untersucht werden. Aus diesem Grund wird für diese Arbeit eine numerische Berechnung der Punktabbildung durchgeführt. Die Herausforderung ist jedoch dabei, dass insbesondere für 3D-Anwendungen diese numerische Berechnung einen beträchtlichen Rechenaufwand aufweist. Die Analyse des für die Bildrekonstruktion eingesetzten Algorithmus soll im Folgenden die wesentlichen Kriterien für diese Berechnung erörtern.

3.3 Analyse des SAFT-Algorithmus

Für die Analyse des SAFT-Algorithmus wird dieser im Zeitbereich betrachtet. Das hat neben der intuitiveren Herangehensweise insbesondere den Vorteil, dass nicht zusätzlich eine Auswahl der im Ultraschallpuls vorkommenden Frequenzen notwendig wird. Die Ultraschallwandler des 3D-USCT werden breitbandig angeregt (Halbwertsbreite im Frequenzraum über 1 MHz), weshalb eine Vielzahl von zu untersuchenden Frequenzen und damit einhergehend eine Analyse für die eigentliche Wahl dieser Frequenzen notwendig wären.

Ferner werden bei SAFT Unterschiede zwischen Applikationen gemacht, die lediglich eine Teilmenge aller zur Verfügung stehenden Daten berücksichtigen. Wie in Abb. 3.3 dargestellt, lassen sich für eine Reihe unabhängig ansteuerbarer Wandler, die als Sender und Empfänger fungieren können, unterschiedliche Daten aufzeichnen. Im einfachsten Fall werden diese Sensoren im Puls-Echo-Modus (*monostatic*) betrieben, für den pro Sensor nur ein Empfangssignal am Sensor aufgezeichnet wird. Für den Fall, dass die Aufnahme an einer Position entsprechend einem festgelegten Abstand zum Sender durchgeführt wird, spricht man von einer bistatischen (*bistatic*) Aufnahme. Schließlich bezeichnet *multistatic* die Datenaufnahme

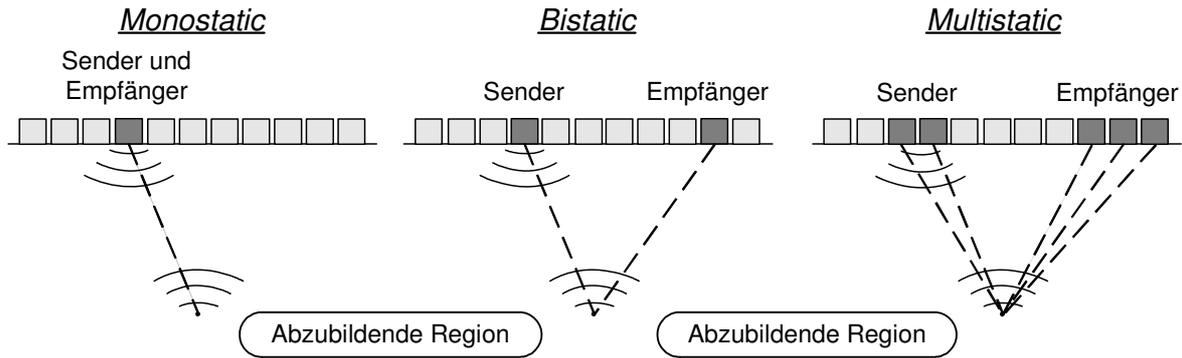


Abbildung 3.3: **Unterschiedliche Datenarten bei SAFT.** Dargestellt ist eine lineare Sensoranordnung mit unterschiedlichen Arten der Datenaufnahme. Beim Puls-Echo-Verfahren (monostatic, links) zeichnet lediglich der Empfänger an der Senderposition Daten auf. Das mittlere Bild stellt den bistatic-Fall dar, der die Aufnahme auf Empfänger beschränkt, die zum Sender einen festgelegten Abstand oder Winkel haben. Rechts zeigt den allgemeinen Fall des multistatic-SAFT, für den alle SEK für die Datenaufnahme benutzt werden (adaptiert aus [50]).

mit allen vorhandenen Sender-Empfänger-Kombinationen (SEK), was dem allgemeinen Fall und dem Maximum an Beobachtungswinkeln zur abzubildenden Region entspricht.

Die Einschränkung auf *bistatic*- und insbesondere auf *monostatic*-SAFT erlaubt die Einführung von starken Vereinfachungen, beschränkt sich dabei jedoch auf ein Bruchteil der verfügbaren Daten. Für USCT gibt es keine echten Puls-Echo-Daten, da die Sender- und Empfänger-elemente getrennt ausgelegt sind. Jeder Sender ist in einem Abstand von ca. 2 mm von vier Empfängern umgeben, weshalb für diesen Fall von quasi-Puls-Echo-Daten gesprochen werden kann. Diese Daten entsprechen anteilmäßig lediglich 0,3 % am möglichen Gesamtdatensatz unter Einbeziehung aller SEK³.

Für die weiteren Untersuchungen zur Abbildungsfunktion werden keine Einschränkungen bezüglich der Datenaufnahme gemacht, es wird also vom allgemeinen Fall (*multistatic*-SAFT) ausgegangen.

3.3.1 Nichtlineare Rückprojektion

Für den Fall, dass sich Sender- und Empfängerposition unterscheiden und die Schallgeschwindigkeit des Schallmediums konstant ist, beschreiben die Rückprojektionen der Daten eines A-Scans je eine elliptische Region im Bild, wobei Sender- und Empfängerposition die Brennpunkte darstellen.

Im dreidimensionalen Raum stellt diese Region einen Rotationsellipsoiden dar, weswegen die folgenden Untersuchungen für den zweidimensionalen Fall durchgeführt werden, sich jedoch direkt für den dreidimensionalen Fall anwenden lassen. Jedem Zeitpunkt im A-Scan einer SEK kann eine einzelne elliptische Rückprojektion zugeordnet werden. Die Rückprojektionen aller Zeitpunkte eines A-Scans weisen dabei dieselbe Exzentrizität e auf. Die erste Halbachse a und zweite Halbachse b für diese Region (Abb. 3.4) beschreiben die Ausdehnung der Ellipse und hängen vom aktuell betrachteten Zeitpunkt ab. Der Zeitpunkt einer gemessenen Reflexion

³Bei 384 Sendern und 1536 Empfängern können $384 \cdot 4$ Empfangssignale als *monostatic* bezeichnet werden, gegenüber $384 \cdot 1536$ Signalen für den *multistatic*-Fall.

entspricht der zurückgelegten Strecke des Puls zwischen Sender (\vec{s}), Streuer und Empfänger (\vec{e}). Allgemein bestimmen sich durch den Zeitpunkt t der Ankunftszeit der Reflexion und der Schallgeschwindigkeit v die Parameter dieser elliptischen Region über

$$\begin{aligned} a &= 0,5 \cdot v \cdot t, \\ e &= 0,5 \cdot \|\vec{s} - \vec{e}\|, \\ b &= \sqrt{a^2 - e^2}. \end{aligned} \tag{3.2}$$

Diese Parameter lassen sich in Abhängigkeit vom Zeitpunkt t_i innerhalb des A-Scans ausdrücken, mit i als diskretem Index des Abtastpunktes im A-Scan. Der Zeitpunkt t_1 steht dabei für denjenigen diskreten Zeitwert, den der Puls mit der Schallgeschwindigkeit v für die Distanz zwischen Sender und Empfänger benötigt hat. Das heißt, dass t_1 nicht den extern initiierten Beginn der Messung darstellt, sondern den Zeitpunkt, ab dem überhaupt Reflexionsdaten im A-Scan vorliegen. Für jeden Abtastpunkt der zeitlichen Länge Δt sind die Parameter der elliptischen Rückprojektion abhängig vom Index i des Abtastpunktes im A-Scan,

$$a_i = a_{i-1} + \underbrace{0,5 \cdot v \cdot \Delta t}_{\Delta s} = e + i \cdot \Delta s, \tag{3.3}$$

$$b_i = \sqrt{a_i^2 - e^2}; \lim_{i \rightarrow \infty} b_i = a_i. \tag{3.4}$$

Für den Zeitpunkt t_0 ergibt sich eine entartete Ellipse ($a_0 = e$), die folglich nicht zum Abbild der Reflektivität beiträgt. Die erste Halbachse a_i der Ellipse entspricht der Hälfte der zurückgelegten Distanz und wächst dadurch linear mit steigendem Abtastindex i im A-Scan an. Die Halbachse b_i berechnet sich dagegen über die nichtlineare Wurzelfunktion mit der für eine SEK konstanten Exzentrizität e . Das hat zur Folge, dass mit steigendem Index die Ellipse entlang der Halbachse a_i linear zunimmt, sich entlang der Halbachse b_i jedoch nichtlinear vergrößert. Diese Nichtlinearität wird bei festem e mit größer werdendem a_i und damit steigender Distanz geringer (Gleichung (3.4)), bedeutet jedoch für Systeme, die das abzubildende Objekt mit Sensoren umgeben, dass es starke Unterschiede in der Schärfe von Rückprojektionen gibt, abhängig vom Ort der Reflexion und der aktuell betrachteten SEK.

Wie sich diese Nichtlinearität für den gesamten USCT darstellt, zeigt exemplarisch für eine SEK Abb. 3.5, in der die Grenzen einzelner Ellipsen-Rückprojektionen eingezeichnet sind. Jede dieser abgegrenzten Regionen entspricht einer konstanten Anzahl an aufeinander folgenden Abtastpunkten im A-Scan. Die unterschiedlich großen Bereiche zwischen diesen Grenzen werden über die Rückprojektion mit Informationen gefüllt, die zwar unterschiedlichen Positionen im A-Scan entsprechen, aber in ihrer jeweiligen Länge an Abtastpunkten gleich sind. Das bedeutet umgekehrt, dass sich Punktreflexionen aus Bereichen zwischen den eingezeichneten Grenzen auf Bereiche gleicher zeitlicher Länge im A-Scan abbilden. Wie in Abb. 3.5 rechts zu sehen, gilt für das obere Punktstreuerpaar, dass sich ihre Reflexionen in dem entsprechenden Bereich im A-Scan überlappen und aufwändig getrennt werden müssen. Die Reflexionen eines identischen, weiter unten befindlichen Punktstreuerpaares werden dagegen von vornherein in unterschiedliche Bereiche abgebildet. Allgemein gilt, dass Bildbereiche, die nahe an der Ver-

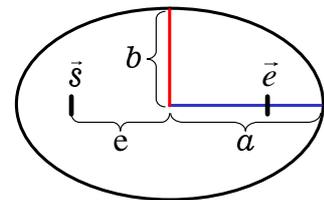


Abbildung 3.4: **Ellipsenparameter.**

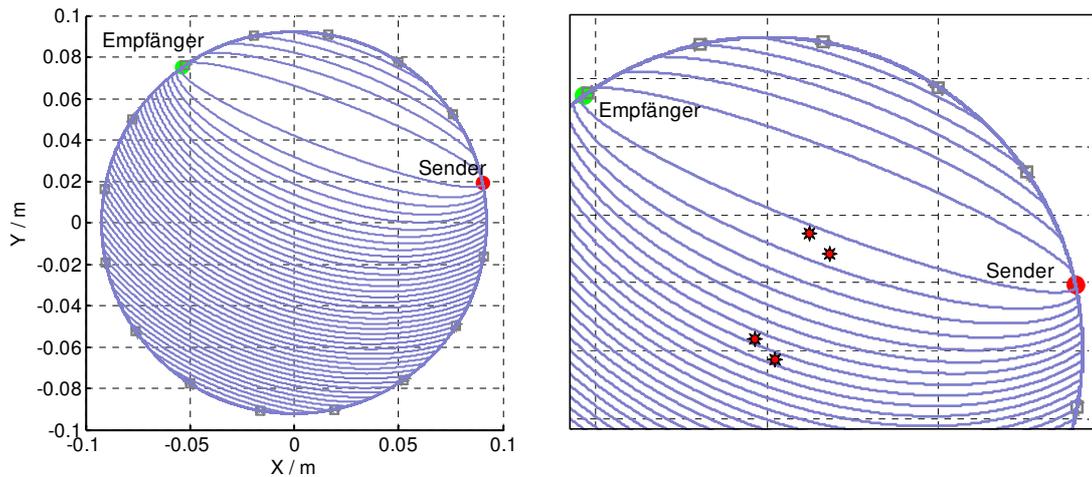


Abbildung 3.5: **Nichtlineare Rückprojektion von SAFT.** Links ist eine Draufsicht auf den USCT mit einer ausgewählten SEK zu sehen. Die elliptischen Linien, mit Sender und Empfänger als Brennpunkte, stellen Begrenzungslinien für Rückprojektionen dar, die für ein konstantes Zeitfenster und gleichmäßige steigende Zeitpunkte durchgeführt wurden. Das Bild rechts zeigt den Einfluss dieser Nichtlinearität auf die örtliche Auflösung dieser SEK. Reflexionen des Streuerpaares, das näher an der Verbindungslinie zwischen Sender und Empfänger ist, fallen in dasselbe Zeitintervall und überlagern sich. Das identische Streuerpaar in größerer Entfernung fällt dagegen in unterschiedliche Zeitfenster und kann einfacher separiert werden.

bindungslinie zwischen Sender und Empfänger liegen, unschärfer abgebildet werden als weiter entfernte Bereiche.

Diese Nichtlinearität ist der eigentliche Grund für die von Norton und Linzer hergeleitete Vergrößerung der Punktabbildung, d.h. Verschlechterung des Auflösungsvermögens im Zentrum einer kreisförmigen Sensoranordnung. Eine Vergrößerung des Abstandes zwischen Sender und Empfänger bzw. Vergrößerung des Winkels zwischen ihnen vom Zentrum aus gesehen, bewirkt eine Verbreiterung der Rückprojektionen durch den Punkt im Zentrum.

In Standardanwendungen wird diese Nichtlinearität zwischen Zeitbereich im A-Scan und den entsprechenden Rückprojektionen häufig ignoriert, da die Distanzen (Exzentrizitäten) zwischen den Sendern und Empfängern relativ klein sind, verglichen mit den Distanzen zur abzubildenden Region bzw. ihrer Ausdehnung. Für das hiesige System und generell für Systeme, die das abzubildende Objekt mit Sensoren umschließen und alle verfügbaren Daten auswerten, hat diese Nichtlinearität jedoch einen signifikanten Einfluss sowohl auf das Auflösungsvermögen als auch auf die Fragestellung, welche SEK für die Rekonstruktion eines Voxels überhaupt einbezogen werden sollten.

3.3.2 Abbildung eines Punktes

Nachdem die Grundlagen der Rückprojektionen mittels SAFT erörtert wurden, soll im Folgenden auf die wesentlichen Kriterien des Bildrekonstruktionsalgorithmus in Bezug auf die Rekonstruktion von Punktstreuern eingegangen werden. Das Abbild eines Punktstreuers, das mit SAFT rekonstruiert wird, hängt von den folgenden Faktoren ab:

1. *Ausdehnung* der rückprojizierten Ellipse am Punktstreuer. Durch die Beschränkung der Genauigkeit der zeitlichen Zuordnung von Ultraschallpulsen ist die Rückprojektion nicht unendlich fein, sondern weist eine Breite auf, die von mehreren Parametern nichtlinear abhängt.
2. Lokale Tangente (*Ausrichtung*) der Rückprojektionen am Punktstreuer. Sind die Tangenten der Rückprojektionen am Punktstreuer gleichmäßig über alle Winkel verteilt, kann die Berechnung der Punktabbildung stark vereinfacht werden, z.B. im Zentrum des 3D-USCT. Diese Verteilung hängt jedoch direkt vom Ort des Punktstreuers wie auch von der für die Bildrekonstruktion einbezogenen SEK ab.
3. Die *Amplitude* der Rückprojektion hängt bei einer realen Messung von der Position des Punktstreuers in Verbindung mit der Abstrahlcharakteristik ab, wie auch von der Strecke, die der Puls durch Wasser und Gewebe zurückgelegt hat.

In den nächsten drei Abschnitten werden diese Punkte ausführlicher behandelt und darauf basierend numerische Herangehensweisen zur Bestimmung der 3D-Abbildungsfunktion diskutiert und hergeleitet.

Lokale Ausdehnung der Rückprojektionen

Wie in Abb. 3.5 zu sehen, variiert die Breite des durch zwei Ellipsen begrenzten Bereiches abhängig von der Entfernung zum Sender und Empfänger und der Position auf der elliptischen Region. Um nun lokal die Ausdehnung einer Ellipsen-Rückprojektion zu bestimmen, kann die Parametergleichung der Ellipse herangezogen werden, die die Ellipse mit ihren Halbachsen a und b über den Winkel θ definiert. Da es sich bei den Rückprojektionen um Rotationsellipsoide handelt, genügt es, die folgende Herleitung für den zweidimensionalen Fall durchzuführen. Für eine zentrierte, nicht rotierte Ellipse lautet deren Parametergleichung

$$\vec{x} = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a \cdot \cos \theta \\ b \cdot \sin \theta \end{pmatrix}, \quad \theta \in [0; 2\pi] . \quad (3.5)$$

Ein grundlegender Parameter, von dem die Breite der elliptischen Region über dem Winkelbereich von θ abhängt, ist die Länge des Zeitbereiches Δt im A-Scan, der in das Bild projiziert werden soll. Dieser lässt sich mit der Geschwindigkeit von Ultraschall im Wasser v zu einer Distanz Δs umrechnen. Damit können die die aktuelle Rückprojektion begrenzenden Ellipsen ermittelt werden ($a_{1,2} = a \pm 0,5 \cdot \Delta s$), um darüber eine Breite $w(a_1, a_2, \theta)$ dieser Rückprojektion abhängig vom Winkel θ zu bestimmen,

$$\begin{aligned} w(a_1, a_2, \theta) &= \|\vec{x}_1 - \vec{x}_2\| \\ &= \left\| \begin{pmatrix} a_1 \cdot \cos \theta \\ b_1 \cdot \sin \theta \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_2 \cdot \cos \theta \\ b_2 \cdot \sin \theta \end{pmatrix} \right\| \\ &= \left\| \begin{pmatrix} (a_1 - a_2) \cdot \cos \theta \\ (b_1 - b_2) \cdot \sin \theta \end{pmatrix} \right\| \\ &= \sqrt{\Delta s^2 \cdot \cos^2 \theta + (b_1 - b_2)^2 \cdot \sin^2 \theta} . \end{aligned} \quad (3.6)$$

Die Differenz der zweiten Halbachsen b_1 und b_2 kann unter Ausnutzung der Gleichungen (3.3) und (3.4) in Abhängigkeit von der für eine SEK konstanten Exzentrizität e und Δs geschrieben

werden

$$b_1 - b_2 = \sqrt{2es_i + s_i^2} - \sqrt{2es_{i-1} + s_{i-1}^2}, \quad s_i = i \cdot \Delta s. \quad (3.7)$$

Daraus ist ersichtlich, dass mit steigendem s_i , d.h. größer werdender Distanz zur Verbindungslinie zwischen Sender und Empfänger, der Abstand zwischen benachbarten rückprojizierten Ellipsen abnimmt und gegen Δs konvergiert. Das bedeutet schließlich, dass Δs die kleinste Breite von Rückprojektionen im Bild darstellt und damit, abhängig von der erreichbaren Genauigkeit bei der zeitlichen Zuordnung von Pulsen, eine minimal erforderliche Größe der Bildpunkte definiert. Für die Schallgeschwindigkeit $v = 1500 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ und die zeitliche Länge Δt eines Abtastpunktes von $\frac{1}{f_s} = 100 \text{ ns}$ ergibt sich für das hier betrachtete System

$$\Delta s = 0,5 \cdot v \cdot \Delta t = 0,5 \cdot 1500 \frac{\text{m}}{\text{s}} \cdot 100 \text{ ns} = 75 \mu\text{m}. \quad (3.8)$$

Die maximale Seitenlänge eines Voxels muss demnach kleiner als Δs gewählt werden.

Als Konsequenz für die Bildrekonstruktion ergibt sich daraus für ein quadratisches Voxelgitter mit einer Seitenlänge entsprechend dem Durchmesser des 3D-USCT von 18,5 cm eine Anzahl von $2500 \cdot 2500$ Voxel in der Ebene, ohne Berücksichtigung der richtungsabhängigen Ausdehnung des Voxels. Diese Berücksichtigung würde die Anzahl an Bildelementen im Bild in 2D um den Faktor $\sqrt{2}$ vergrößern (3500^2 Voxel) und in 3D um den Faktor $\sqrt{3}$ (4300^2 Voxel). Für ein komplettes Volumen mit dieser Voxelgröße über die Höhe der Sensoranordnung des 3D-USCT von 15,0 cm wären demnach $4300^2 \cdot 3500$ Voxel notwendig, was die Kapazität eines einzelnen Rechners mit ca. 45 Milliarden Voxel bei Einschränkung auf den Zylinder bei weitem übersteigt.

Werden die Originaldaten kohärent in das Bild projiziert, muss diese Voxelgröße eingehalten werden, damit keine Aliasing-Fehler auftreten. Ist eine größere Voxelgröße gefordert, um z.B. den Rechenaufwand zu reduzieren, so muss vorher der A-Scan mit einem entsprechenden Tiefpassfilter bearbeitet werden, um den Frequenzraum des A-Scans dem Frequenzraum des Bildes anzugleichen.

Ferner ist diese Information über die Mindestgröße eines Voxels für die Implementierung von SAFT wesentlich für die Art der eingesetzten Interpolation der A-Scan-Daten in das gegebene Voxelgitter. Wird SAFT mit der häufig eingesetzten *nearest-neighbor*-Interpolation implementiert, ergeben sich bei zu großer Abweichung zwischen gewählter und geforderter Voxelgröße Aliasing-Fehler, siehe Abb. 3.6. Um hier gute Interpolationen zu erreichen, muss für *nearest-neighbor* eine deutlich höhere Auflösung gewählt werden.

Schließlich lässt sich mit Gleichung (3.7) das Verhältnis zwischen den durch die Nichtlinearität verursachten unscharfen Projektionen und den durch Puls-Echo-Daten erzielten schärfsten Projektionen berechnen. Unschärfe Beiträge zum Bild treten insbesondere für diejenigen SEK auf, bei denen sich die Ultraschallwandler gegenüber liegen, sie also den maximalen Abstand zueinander haben. Reflexionsdaten können in den Messungen erst nach dem Transmissionspuls auftreten. Unter der Annahme, dass der Transmissionspuls eine Länge von 40 Abtastpunkten ($4 \mu\text{s}$) hat, beträgt die Breite der Rückprojektion des 41. Abtastpunktes entlang der zweiten Halbachse noch das Vierfache von Δs , verglichen mit einer kugelförmigen Rückprojektion aus Puls-Echo-Daten.

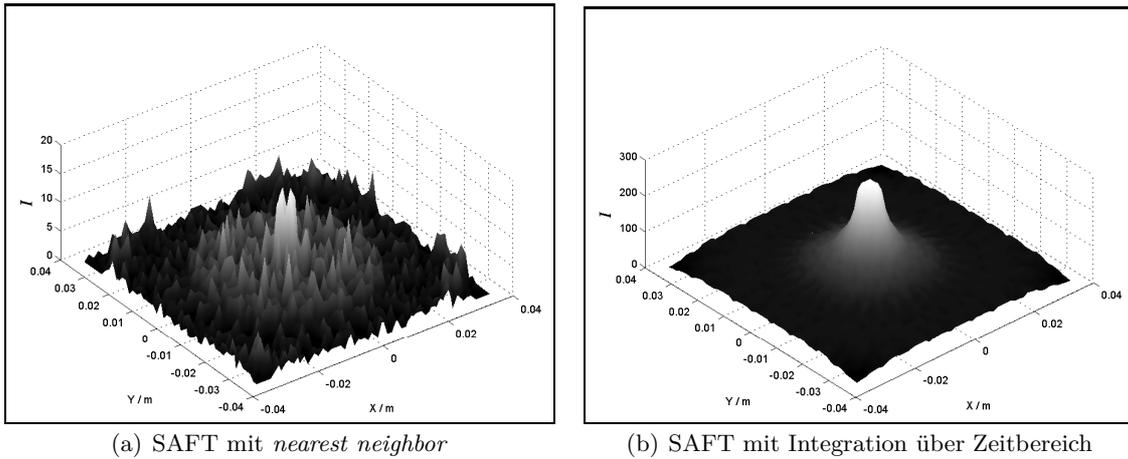


Abbildung 3.6: **Notwendige Berücksichtigung der Voxelgröße.** Wird die Voxelgröße des Rekonstruktionsbildes größer als das geforderte Minimum gewählt und eine SAFT-Implementierung mit nearest-neighbor genutzt, kann es zu starken Verfälschungen kommen (Bild (a)). Um dem zu begegnen, muss über den Zeitbereich im A-Scan, den die Projektion des Voxels einnimmt, integriert werden (Bild (b)), was wiederum negative Bestandteile im A-Scan ausschließt.

Ausrichtungen der Rückprojektionen

Für den Fall, dass die Punktabbildung rotationssymmetrisch ist, braucht eine Analyse nur entlang eines Schnittes der Punktabbildung durchgeführt zu werden [66]. Eine rotationssymmetrische Abbildung wird bei SAFT genau dann erzielt, wenn alle Rückprojektionen die gleiche Amplitude aufweisen und über alle Winkel gleichverteilt sind. Dies ist jedoch bei USCT nur im Mittelpunkt der zylindrischen Sensoranordnung gegeben und variiert bereits im zweidimensionalen Fall sehr stark, wie im Folgenden gezeigt wird.

Für Puls-Echo-Daten lässt sich der Sichtwinkel φ auf einen Punkt über die Verbindungslinie zwischen dem Sensor und diesem Punkt beschreiben. Wird dieser mit einer Distanz r entlang des Winkels φ_r verschoben, ändert sich der Sichtwinkel φ zu φ' , siehe Abb. 3.7(a). Der Winkel γ lässt sich über den Sinussatz in folgende Relation setzen,

$$\gamma = \arcsin\left(\frac{r \cdot \sin(\varphi + \varphi_r)}{x}\right). \quad (3.9)$$

Über den Kosinussatz kann x ersetzt werden durch die Terme R , r und φ ,

$$\gamma = \arcsin\left(\frac{r \cdot \sin(\varphi + \varphi_r)}{\sqrt{R^2 + r^2 - 2Rr \cos(\varphi + \varphi_r)}}\right). \quad (3.10)$$

Für γ gilt die Relation $\varphi' = \varphi + \gamma$, womit schließlich die Änderung des Sichtwinkels φ' zum ursprünglichen Winkel φ bestimmt werden kann,

$$\varphi' = \varphi + \arcsin\left(\frac{r \cdot \sin(\varphi + \varphi_r)}{\sqrt{R^2 + r^2 - 2Rr \cos(\varphi + \varphi_r)}}\right). \quad (3.11)$$

In Abb. 3.7(b) ist beispielhaft die Änderung der initialen Sichtwinkel für $\varphi \in [0; \pi/2]$ auf einen Punkt im Mittelpunkt der Sensoranordnung sowie für die Verschiebungen entlang $\varphi_r = 0$ und

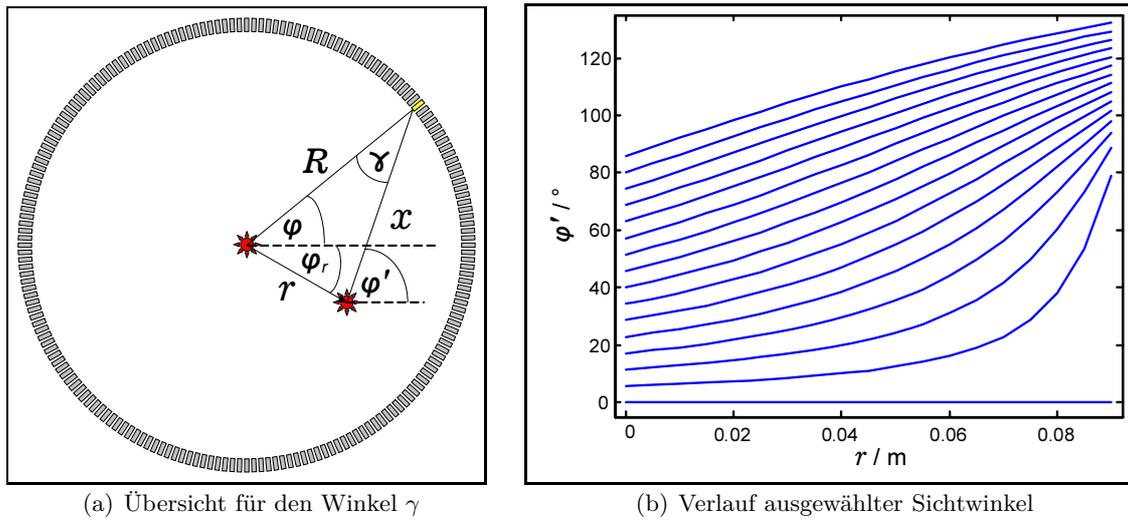


Abbildung 3.7: **Positionsabhängige Änderung der Sichtwinkel der Sensoren.** *Das Schaubild links stellt die Gegebenheiten für Gleichung (3.9) dar. Rechts ist beispielhaft dargestellt, wie sich die Sichtwinkel φ auf ausgewählte Sensoren für eine Verschiebung des Punktstreuers entlang $\varphi_r = 0$ und für unterschiedliche r ändern. Die betrachteten Sensoren sind vom Zentrum aus gesehen gleichmäßig über den Winkelbereich $[0; \pi/2]$ verteilt. Es zeigt sich, dass für $r = 0$ die Winkelverteilung äquidistant ist, jedoch für größer werdende r stark variiert.*

den Distanzen $r \in [0, 0; 0, 09]$ m dargestellt und zeigt, dass sich die Sichtwinkel nichtlinear von der Verschiebung r des betrachteten Punktes abhängt.

Im multistatischen Fall, für den der Empfänger nicht an derselben Position wie der Sender ist, ändert sich der beschriebene Sachverhalt *zusätzlich* in Abhängigkeit von den Ellipsenparametern a und b . Der durch den Winkel ϕ beschriebene lokale Normalenvektor berechnet sich über

$$\phi = \arctan \left(\frac{a^2}{b^2} \cdot \tan \varphi \right). \quad (3.12)$$

Dieses stark nichtlineare Verhalten der Winkelverteilung der Rückprojektionen macht deswegen eine Methode zur Bestimmung der Punktabbildung notwendig, die keine festgelegte Verteilung der Ausrichtungen der Rückprojektionen voraussetzt.

Daten der Rückprojektionen

Der Anteil, den ein Punktstreuer von einem eingestrahlt Pul zurück streut, hängt stark von seiner Beschaffenheit ab, wie auch von dem Weg, den die Reflexion durch Gewebe und Wasser zurückgelegt hat. Die Größe des Streuers sowie seine Materialeigenschaften im Vergleich zum Schallmedium bestimmen das Rückstreuverhalten sowie mögliche Frequenzverschiebungen und damit Pulsänderungen.

Die Amplituden der einzelnen rückprojizierten Ellipsen können entscheidend zur Form der Punktabbildung und damit zum Auflösungsvermögen beitragen. Werden von einem realen Punktstreuer zum Beispiel nur von einer Seite starke Reflexionen empfangen, so stellt sich dies im Bild als lang gezogene Punktabbildung dar. Eine korrekte Normierung dieser Amplituden

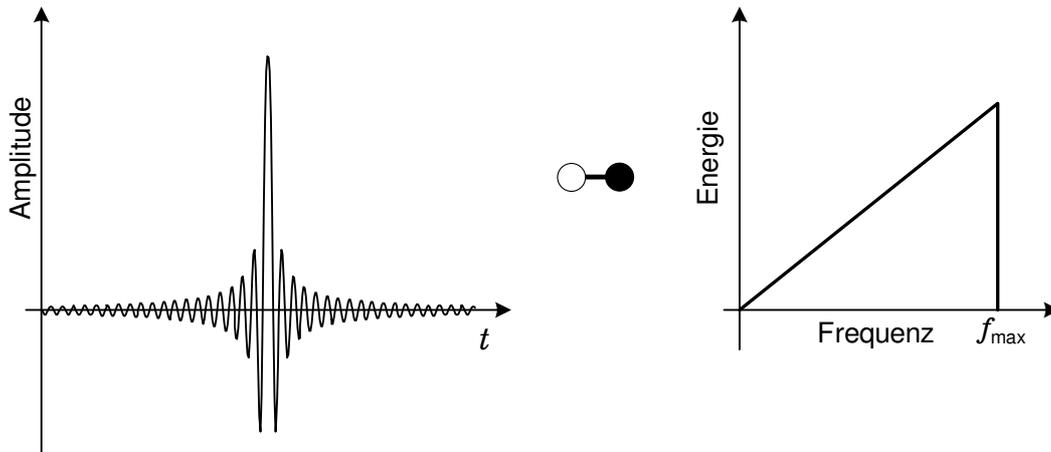


Abbildung 3.8: **Optimaler Puls für SAFT.** Links ist die normierte Zeitdarstellung des von Norton und Linzer hergeleiteten Pulses dargestellt, der die Ausdehnung der Abbildungsfunktion minimiert. Rechts ist die Frequenzanalyse dieses Pulses zu sehen mit der Frequenz f_{\max} als maximaler Frequenz im Puls.

ist nur mit Informationen über Lage, Größe und Eigenschaften des Objektes möglich, die von vornherein nicht gegeben sind. Ferner könnte solch eine Kompensation Rauschen oder Störsignale verstärken, weshalb sie hier ausgeschlossen wird.

Einfluss auf die Amplitude der Reflexionspulse haben neben Sendeleistung und Empfängerempfindlichkeit die folgenden Punkte:

- Geometrischer Ausbreitungsverlust: Die Druckamplitude sinkt abhängig von der zurückgelegten Distanz z entsprechend dem Verlauf von $\frac{1}{z}$.
- Sensorcharakteristik: Durch Interferenzen beim Sende- bzw. Empfangsvorgang wird ein Winkelprofil definiert, das den Messbereich auf eine bestimmte Richtung beschränkt.
- Reflexionsverhalten des Punktstreuers: Abhängig von den Materialeigenschaften und Größe des Streuers, ist die Reflexion gerichtet oder isotrop.
- Dämpfung des Brustgewebes: Streuung und Absorption im Brustgewebe verursachen eine frequenzabhängige Abschwächung der Druckamplitude.

Die Berücksichtigung dieser Einflüsse wird in Kapitel 4 im Rahmen der für diese Arbeit entwickelten Simulationsumgebung besprochen.

Bezüglich der Pulsform der rückprojizierten Daten haben die Arbeiten von Norton und Linzer [66] sowie Anderson [5] gezeigt, dass diese einen signifikanten Einfluss auf die Größe der Abbildungsfunktion hat. Dabei kann entweder über die Anregung der Wandler mit der gewünschten Pulsform oder aber über eine Signalvorverarbeitung die optimale Pulsform für die Bildrekonstruktion festgelegt werden, damit eine minimale Ausdehnung der Punktabbildung erzielt wird. Der von Norton und Linzer theoretisch hergeleitete, optimale Puls (Abb. 3.8) mit f_{\max} als maximal vorkommender Frequenz entspricht der Differenz zweier Sinc-Pulse,

$$p(t) = 2 \cdot \text{sinc}(2f_{\max} \cdot t) - \text{sinc}(f_{\max} \cdot t)^2, \quad (3.13)$$

wobei der Sinc-Puls durch die Fourier-Transformation einer Rechteck-Funktion der Breite 2π

wie folgt beschrieben werden kann,

$$\text{sinc}(t) = \begin{cases} 1, & t = 0 \\ \frac{\sin(\pi t)}{\pi t}, & t \neq 0. \end{cases} \quad (3.14)$$

Der Puls $p(t)$ weist eine unendliche Ausdehnung auf, weswegen er beschnitten werden muss. Anderson benutzte für seine Untersuchungen eine verkürzte Version dieses Pulses mit den Werten $[-0,5 \ 1,0 \ -0,5]$.

Für die Bestimmung der Abbildungsfunktion bedingt dies, dass die zu entwickelnde Methode unabhängig von der Amplitude und der Pulsform sein muss.

3.4 Herleitung der Methode zur Bestimmung der 3D-Abbildungsfunktion

Nach der Diskussion der Voraussetzungen für die Bestimmung der Punktabbildung – Berücksichtigung der Nichtlinearität von SAFT, Unabhängigkeit von den Ausrichtungen der Rückprojektionen und von der Pulsform – soll im Folgenden eine Methode hergeleitet werden, die diese Voraussetzungen erfüllen kann.

3.4.1 Rasterbasierter Ansatz

Ein einfacher Ansatz, wie in [4] durchgeführt, wäre die Bildrekonstruktion mittels SAFT von Punkten im Raum. Dies entspricht einem rasterbasierten Ansatz, da das Bild in diskrete Bildpunkte bzw. Voxel eingeteilt wird, die in einem regelmäßigen Raster angeordnet sind. Angenommen, es steht ein System zur Verfügung, das Messdaten eines idealen Punktstreuers zur Verfügung stellt, dann ist für die Analyse des Abbildes eines Punktes das umgebende Volumen zu rekonstruieren, um Größe und Form der Punktabbildung auswerten zu können. Die Auflösung dieses Volumens muss die Mindestbedingung aus Gleichung (3.8) erfüllen, besser noch übererfüllen, damit keine Diskretisierungsartefakte der elliptischen Rückprojektionen entstehen. Die Ausdehnung dieses Volumens muss – wie in Voruntersuchungen ermittelt [100] – entlang der Rotationsachse des Messzylinders mindestens 1 mm betragen und entlang der Ebene mindestens 0,5 mm, damit Aussagen über Größe und Form getroffen werden können. Unter Berücksichtigung von Bedingungen, die bei der Datenaufnahme durch ein reales System auftreten, kann sich die Ausdehnung der Abbildungsfunktion weiter vergrößern und damit das zu rekonstruierende Volumen. Solch ein Volumen kann dadurch auf mehrere Tausend Voxel anwachsen, wobei für jedes Voxel der gesamte Datensatz von bis zu 3,5 Millionen A-Scans zu verarbeiten ist.

Eine Detailanalyse hat ergeben, dass bei einer präzisen Rekonstruktion mit SAFT mehrere Punkte berücksichtigt werden müssen. So ist die Bestimmung, welche Daten genau in ein Voxel zu projizieren sind, nicht trivial [104]. Dabei ist zum einen die Ausrichtung des Voxels zur lokalen Ellipsoidnormalen zu berücksichtigen. Zum anderen ist es notwendig, für das betrachtete Voxel das minimale und maximale Ellipsoid zu bestimmen – mit Sender und Empfänger als Brennpunkte – die jeweils das Voxel berühren. Für die Bestimmung des maximalen Ellipsoids muss lediglich die maximale Distanz zu den Eckpunkten des Voxels bestimmt werden. Das minimal berührende Ellipsoid zu bestimmen ist ungleich schwerer, da dafür auch die Seitenflächen des Voxels zu berücksichtigen sind.

Die Vorteile dieser Art der Analyse der Punktabbildung über Simulation und Bildrekonstruktion sind, dass beliebige Fehlerquellen und Parameter einbezogen werden können. So ist es möglich, durch Variationen zwischen Simulations- und Rekonstruktionsparametern, wie z.B. der Schallgeschwindigkeit, der Position des Punktstreuers und der Positionen der Sensoren, die Einflüsse auf die Punktabbildung zu untersuchen. Auch die Auswirkungen der Daten, die für die Bildrekonstruktion zum Einsatz kommen, ob original oder vorverarbeitet, können analysiert werden.

Hinsichtlich der Komplexität für die Auswertung der 3D-Abbildungsfunktion ist diese abhängig von der Anzahl der zu untersuchenden Positionen K , der Anzahl der notwendigen Voxel M des zu rekonstruierenden Volumens und schließlich der Menge der Daten aus N A-Scans. Mit $K \ll M$ und $K \ll N$ hängt der Aufwand insbesondere von der Anzahl der Voxel und der A-Scans ab, $O(N \cdot M)$, wobei je nach gewähltem Datensatz und Anzahl der Voxel, M und N dieselbe Größenordnung aufweisen können.

Um die Anzahl zu minimieren, die der Gesamtdatensatz zu verarbeiten ist, und außerdem die Problematiken einer rasterbasierten Rekonstruktion zu umgehen, wird im Folgenden ein Ansatz vorgestellt, der die Messdaten eines Punktstreuers als geometrische Formen betrachtet und damit eine neue und effizientere Untersuchung der Punktabbildung ermöglicht.

3.4.2 Geometrischer Ansatz

Die Messdaten eines einzelnen Punktstreuers pro SEK bestehen lediglich aus einem Zeitpunkt t und einer zeitlichen Länge Δt , die z.B. der Pulslänge der Reflexion oder einer systembedingten zeitlichen Unschärfe zur Bestimmung der Ankunftszeit eines Pulses entspricht. Damit besteht jeder Beitrag einer SEK aus genau einer Ellipsoidschale, mit Sender und Empfänger als Brennpunkte. Die Halbachsen werden entsprechend durch den Zeitpunkt t , die Breite der Ellipsoidschale wird durch Δt definiert. Werden die Beiträge (Messdaten) aller SEK betrachtet, entspricht – mathematisch gesehen – die Punktabbildung einer Anhäufung von Ellipsoidschalen unterschiedlicher Positionierungen und Orientierungen im Raum. Lokal am Punktstreuer sind die Ausdehnungen der Ellipsoidschalen außerdem durch die beschriebene Nichtlinearität jeweils unterschiedlich. Außerhalb jeder Schale ist der Beitrag zur Punktabbildung Null, innerhalb davon befinden sich die Daten der jeweiligen Rückprojektion. Abb. 3.9 zeigt dies exemplarisch anhand zweier Rückprojektionen.

Für die Analyse der Abbildungsfunktion ist das Werteprofil der Umgebung der Punktabbildung gesucht. Die erwähnte örtliche Einschränkung jedes Beitrags (Rückprojektion) zum Punkt durch zwei geometrische Formen (Ellipsoide) kann ausgenutzt werden, um eine effiziente und exakte Berechnung des Werteprofiles durchzuführen. Durch die Einschränkung der Analyse der Punktabbildung auf Linien in 3D (Untersuchungslinien), kann exakt der Anfang und das Ende jeder Rückprojektion auf dieser Linie berechnet werden (Abb. 3.10). Um das Profil entlang einer Untersuchungslinie zu ermitteln, sind die folgenden Schritte notwendig:

- Zuerst werden alle Schnittpunkte der Untersuchungslinie mit den Ellipsoidschalen bestimmt. Dabei kann jeder Abtastpunkt der Rückprojektion durch ein Ellipsoid begrenzt werden oder aber es muss entlang der Untersuchungslinie zwischen den äußeren Ellipsoiden interpoliert werden. Da es sich hier bei den Ellipsoiden um rotationssymmetrische Ellipsoide handelt, vereinfacht sich die Schnittpunktberechnung.
- Die ermittelten Schnittpunkte werden sortiert, um sie entlang der Untersuchungslinie

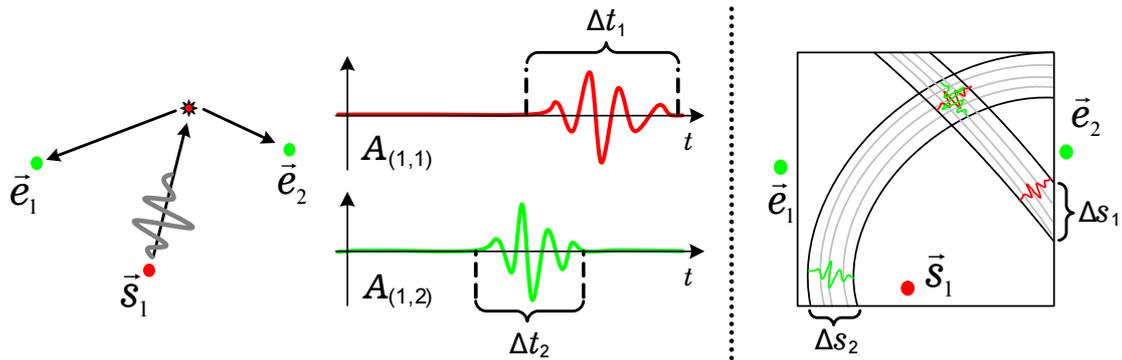


Abbildung 3.9: **Beitrag zweier Messungen zur Punktabbildung.** Dargestellt ist beispielhaft wie zwei Messungen eines Punktstreuers (links) zur Punktabbildung beitragen. Außerhalb der die einzelnen Rückprojektionen begrenzenden Ellipsen ist der Beitrag zur Punktabbildung Null, die einzelnen diskreten Werte der Pulse können ferner jeweils wiederum durch Ellipsen begrenzt und damit mathematisch beschrieben werden. Die Ausdehnung der Rückprojektionen im Bild werden jeweils durch die Strecke Δs beschrieben, die sich aus der zeitlichen Länge Δt der jeweiligen Pulse berechnen.

in positiver Richtung ablaufen zu können.

- Mit der Kenntnis aller Schnittpunkte der Rückprojektionen mit der Untersuchungslinie sind darauf exakt diejenigen Positionen bekannt, an denen eine Werteänderung durch die einzelnen Rückprojektionen stattfindet. Diese Positionen können nun der Reihe nach durchlaufen werden, um das Profil der Summe aller Rückprojektionen zu ermitteln. Jeder Schnittpunkt steht für die Grenze zwischen zwei Abtastpunkten, $A(t_i)$ und $A(t_{i+1})$. Die Werteänderung, die sich an einem Schnittpunkt vollzieht, ist $A(t_{i+1}) - A(t_i)$, entspricht also der ersten Ableitung von $A(t_i)$. Abhängig von der Orientierung der SEK ist eine Spiegelung der A-Scans für diese Untersuchung durchzuführen, da die Schnittpunkte in positiver Richtung entlang der Untersuchungslinie durchlaufen werden, siehe Abb. 3.10 unten.

Mit dieser Berechnung eines exakten Werteprofiles entlang einer beliebigen Geraden im Raum kann durch die Untersuchung mehrerer solcher Linien die 3D-Abbildungsfunktion beliebig genau approximiert werden. Damit steht schließlich ein Werkzeug zur Verfügung, mit dem die Punktabbildung bewertet werden kann. Ein Maß für die Bewertung des Werteprofiles einer Punktabbildung ist beispielsweise das Rayleigh-Kriterium oder die Halbwertsbreite (*full width at half maximum*, FWHM), deren Auswertung wiederum ein Maß für die Auflösung darstellt.

3.4.3 Möglichkeiten und Komplexität des geometrischen Ansatzes

Beide Methoden zur Berechnung des Werteprofiles der Punktabbildung sind als numerische Methoden unabhängig von den folgenden Punkten:

- Daten der Rückprojektion: Die Rückprojektionen müssen z.B. nicht symmetrisch durch den Punkt verlaufen, zeitliche Verzögerungen können berücksichtigt sowie beliebige (nichtlineare) Modelle angewendet werden, die den Puls verändern und abhängig von der Position und der zurückgelegten Strecke variieren.

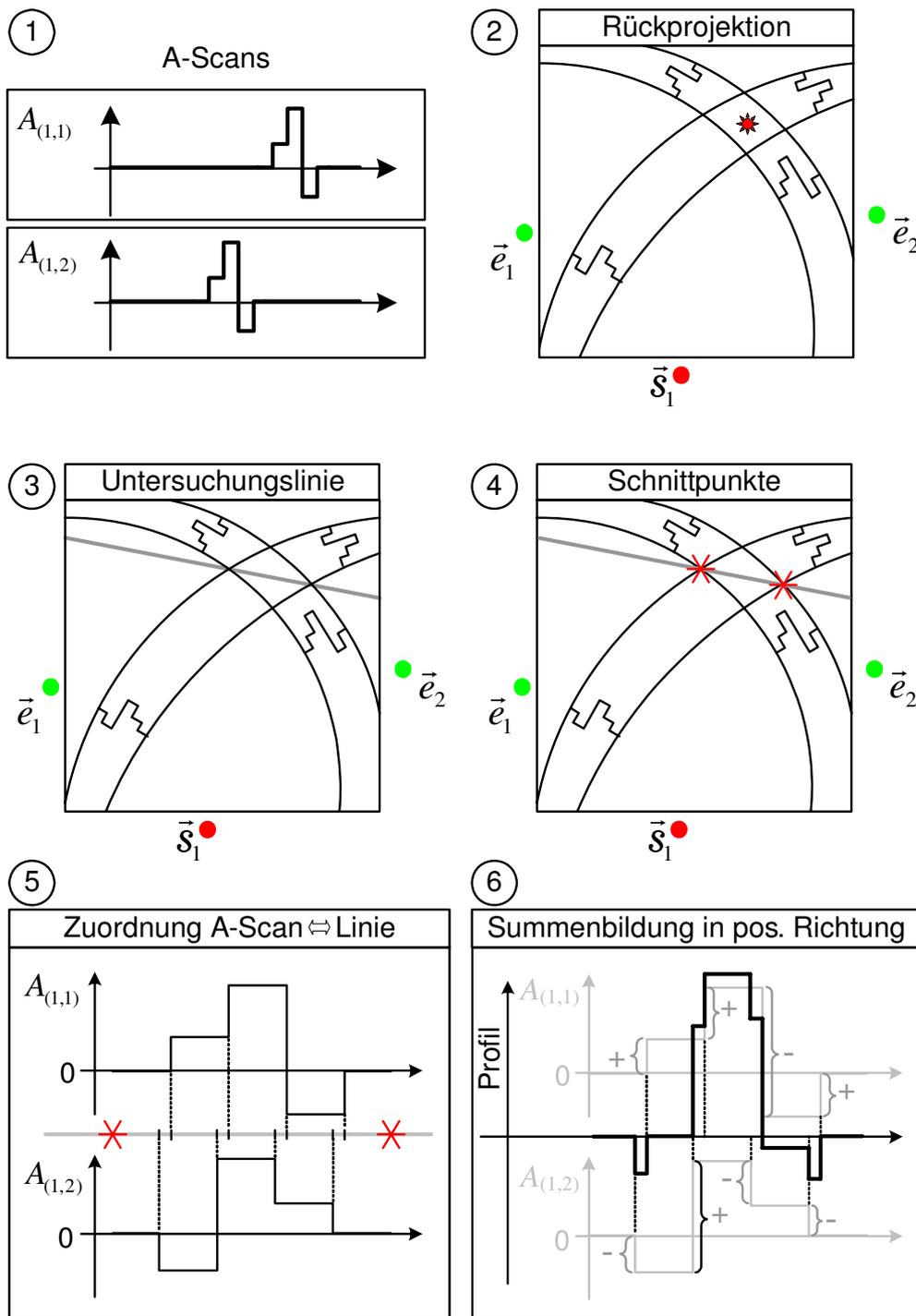


Abbildung 3.10: **Bestimmung des exakten Profils einer Punktabbildung entlang einer Linie.** Entlang der Untersuchungslinie werden mittels Schnittpunktberechnungen exakt die lokalen Beiträge jeder Rückprojektion ermittelt. Diese Schnittpunkte repräsentieren auf der Linie den Ort einer Werteänderung der Punktabbildung. Das Werteprofil wird über das Ablaufen dieser Positionen in positiver Richtung auf der Untersuchungslinie und Aufsummierung der entsprechenden Beiträge der einzelnen Rückprojektionen ermittelt.

- **Sensorgeometrie:** Die Sensoranordnung und -ausrichtung kann beliebig sein. Viele Ansätze erfordern eine bestimmte Geometrie bzw. Sensorabstände, wie z.B. eine lineare oder planare Sensoranordnung.
- **Position des Punktstreuers:** Kann beliebig im Raum und zur Sensoranordnung positioniert sein.

Für Methoden, die die Punktabbildung numerisch berechnen, ist der Rechenaufwand besonders für 3D-Anwendungen und mit einer großen Anzahl an Sensoren sehr hoch. Der für diese Arbeit hergeleitete geometrische Ansatz reduziert diesen Aufwand erheblich, indem er die notwendige Verarbeitung aller Messungen von der Anzahl an Voxel M auf die Anzahl von Untersuchungslinien L verringert und bietet gegenüber dem rasterbasierten Ansatz keine Nachteile. Pro Untersuchungslinie ist der Aufwand durch die Schnittpunktberechnung wesentlich aufwändiger als die Distanzberechnung für den rasterbasierten Ansatz, jedoch ist die Relation der Anzahl an Untersuchungslinien und der Anzahl an Datensätzen N eine gänzlich andere, $L \ll N$, womit der Aufwand des geometrischen Ansatzes hauptsächlich von N abhängt. Für die beschriebene Methode ist jedoch eine Sortierung notwendig, womit die Komplexität des geometrischen Ansatzes auf $O(N \log_2 N)$ anwächst.

Bezüglich der Untersuchung von Fehlerquellen auf die Punktabbildung lassen sich auch über den geometrischen Ansatz zeitliche und örtliche Fehler berücksichtigen. Da jedes Ellipsoid einem Sender an der Position \vec{s} und Empfänger an der Position \vec{e} sowie einem Zeitpunkt t entspricht, können diese beliebig mit Rauschen $\sigma_{\vec{s}}$, $\sigma_{\vec{e}}$ und σ_t überlagert und der Einfluss auf die räumliche Punktabbildung untersucht werden.

Vergleich mit der analytischen Lösung von Norton und Linzer

Wie bereits erwähnt und auch von Norton und Linzer hergeleitet, liegt in der Nichtlinearität zwischen Zeitbereich im A-Scan und dem Bildvolumen abhängig vom Sender-Empfänger-Abstand die Ursache für eine Verbreiterung der Punktabbildung. Die in dieser Arbeit hergeleitete Formel für die Bestimmung der lokalen Ausdehnung einer Rückprojektion an einem Punkt kann für den Fall einer rotationssymmetrischen Punktabbildung auch für eine *analytische* Bestimmung der Größe der Punktabbildung herangezogen werden. Im Folgenden soll die Äquivalenz mit der analytischen Herleitung von Norton und Linzer nachgewiesen werden (siehe Gleichung (3.1)).

Norton und Linzer haben für die Ausdehnung der Punktabbildung die Distanz von einem im Zentrum der Sensoranordnung befindlichen Punkt bis zum ersten Nulldurchgang der rotationssymmetrischen Punktabbildung herangezogen. Für den Fall, dass sich Sender und Empfänger an derselben Position befinden beträgt sie $d_{\text{PSF}} = 0,30/f_{\text{max}}$ und vergrößert sich abhängig vom Abstand zwischen Sender und Empfänger, siehe Kapitel 3.2.2. Diese Größe der Punktabbildung kann in Abhängigkeit des Sender- und Empfängerabstandes – definiert durch die Exzentrizität e – beschrieben werden. Dafür kommt die Formel für die Bestimmung der lokalen Ausdehnung einer Rückprojektion (Gleichung (3.6)) zur Anwendung. Diese vereinfacht sich durch die festgelegte Position des Punktstreuers in der Mitte der ringförmigen Sensoranordnung und damit $\theta = \pi/2$ zu

$$w(a_1, a_2, \pi/2) = b_1 - b_2 . \quad (3.15)$$

Das entspricht demnach der Differenz von zwei die Rückprojektion begrenzenden Ellipsen entlang ihrer zweiten Halbachse b , wobei eine Ellipse exakt durch den Punkt verläuft und

die zweite den Nulldurchgang der Punktabbildung. Für den hier betrachteten Fall eines im Zentrum der Sensorgeometrie befindlichen Punktes, können a_1 und a_2 über den Radius R der Sensoranordnung beschrieben werden: $a_1 = R$ und $a_2 = R + d_{\text{PSF}}$. Das Ersetzen der s_i durch $a_i - e$ nach Gleichung (3.7) ergibt

$$w(a_1, a_2, \pi/2) = \frac{\sqrt{2e(R + d_{\text{PSF}} - e) + (R + d_{\text{PSF}} - e)^2} - \sqrt{2e(R - e) + (R - e)^2}}{d_{\text{PSF}}} \quad (3.16)$$

Dies lässt sich vereinfachen zu

$$w(a_1, a_2, \pi/2) = \sqrt{(R + d_{\text{PSF}})^2 - e^2} - \sqrt{R^2 - e^2} \quad (3.17)$$

Durch die Erweiterung der Gleichung (3.17) um den Faktor d_{PSF} , stellt dies für kleine Werte von d_{PSF} ($d_{\text{PSF}} \ll R$)⁴ einen Differenzenquotienten dar und damit die Ableitung der Funktion $\sqrt{R^2 - e^2}$,

$$\begin{aligned} w(a_1, a_2, \pi/2) &= d_{\text{PSF}} \cdot \frac{\sqrt{(R + d_{\text{PSF}})^2 - e^2} - \sqrt{R^2 - e^2}}{d_{\text{PSF}}} \\ &\approx d_{\text{PSF}} \cdot \frac{\partial \sqrt{R^2 - e^2}}{\partial R} \\ &= d_{\text{PSF}} \cdot \frac{R}{\sqrt{R^2 - e^2}} \end{aligned} \quad (3.18)$$

Der Verlauf dieser Gleichung ist identisch mit der von Norton und Linzer hergeleiteten Gleichung zur Vergrößerung der Punktabbildung abhängig von dem Winkel β , siehe Abb. 3.11(a). Der Winkel $\cos \beta$ lässt sich danach wie folgt umformulieren

$$\cos \beta = \frac{x}{R} = \frac{\sqrt{R^2 - e^2}}{R} \Rightarrow \frac{1}{\cos \beta} = \frac{R}{\sqrt{R^2 - e^2}} \quad (3.19)$$

Damit ergibt sich für $w(\beta)$ aus Gleichung (3.1) der folgende Zusammenhang

$$w(\beta) = \frac{0,30}{f_{\text{max}} \cos \beta} = d_{\text{PSF}} \cdot \frac{R}{\sqrt{R^2 - e^2}} \quad (3.20)$$

Abb. 3.11(b) zeigt den normierten Verlauf der Verbreiterung der Punktabbildung über den Bereich möglicher Exzentrizitäten $e \in [0; 0,9 \cdot R]$ einer ringförmigen Sensorgeometrie mit Radius R .

3.5 Wesentliche Ergebnisse des Kapitels

Die zentrale Bedeutung der Bestimmung der Punktabbildungsfunktion eines bildgebenden Systems wurde eingeführt und für das hier betrachtete System diskutiert. Nach der Motivation der Notwendigkeit einer numerischen Herangehensweise zur Bestimmung der 3D-Abbildungsfunktion, wurde der für dieses System eingesetzte Bildrekonstruktionsalgorithmus einer Detailanalyse hinsichtlich der Abbildung eines einzelnen Punktstreuers unterzogen. Daraus

⁴Diese Bedingung haben auch Norton und Linzer für ihre Herleitung vorausgesetzt.

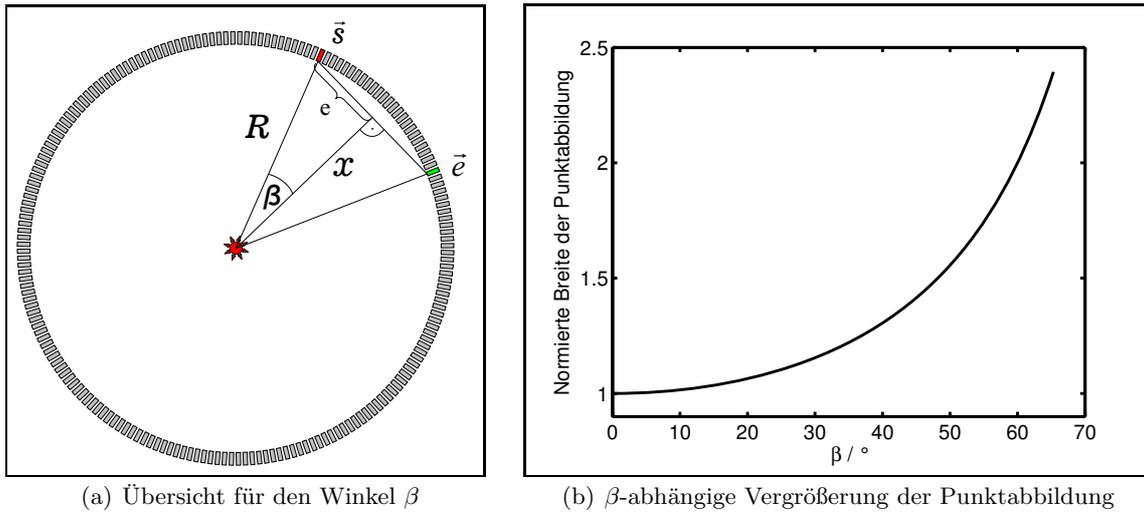


Abbildung 3.11: **Größe der Punktabbildung in Abhängigkeit der Exzentrizität.** Links ist dargestellt, wie der Winkel β von der Exzentrizität einer SEK abhängt. Das Diagramm (b) zeigt die Vergrößerung der Punktabbildung abhängig von der Exzentrizität.

resultierten wesentliche Randbedingungen für eine fehlerfreie Bildrekonstruktion mit SAFT (minimale Größe der Bildpunkte) sowie eine Nichtlinearität zwischen den Daten im A-Scan und dem korrespondierenden Bildvolumen. Diese bewirkt für Systeme, die das abzubildende Objekt mit Sensoren umschließen, ortsabhängig blinde Flecken bzw. unscharfe Projektionen der Daten entlang der Verbindungslinien der verwendeten SEK.

Für die Berechnung der Punktabbildung wurde zuerst auf einen üblichen rasterbasierten Ansatz eingegangen und diskutiert, welche Bedingungen dabei zu erfüllen sind, mit dem Resultat, dass für das hier betrachtete System der benötigte Rechenaufwand ein Vielfaches zu hoch ist. Die Analyse von SAFT hat ergeben, dass sich bei der Rekonstruktion eines einzelnen Punktstreuers – wie es für die Analyse der Abbildungsfunktion notwendig ist – dessen Abbildung als Überlagerung von geometrischen Formen (2D: Ellipsen, 3D: Ellipsoide) angesehen werden kann. Darauf basierend wurde im Vergleich zum rasterbasierten Ansatz eine effiziente Methode zur Berechnung der Abbildungsfunktion hergeleitet. Diese erlaubt eine exakte Berechnung von Profillinien der Punktabbildung, womit diese in 3D beliebig genau approximiert werden kann. Diese Herangehensweise ist unabhängig von der Sensorgeometrie, Pulsform und Position des Punktstreuers und kann zudem für die Analyse von Rauscheinflüssen auf die Abbildungsfunktion herangezogen werden.

Für den Spezialfall, dass der betrachtete Punkt mittig in einer ringförmigen Sensoranordnung positioniert ist, kann der geometrische Ansatz dafür benutzt werden, die Ausdehnung der Punktabbildung analytisch herzuleiten. Die Äquivalenz dieser Herleitung mit einer für diesen Spezialfall bestehenden analytischen Herleitung wurde nachgewiesen.

Diese Methode zur Auswertung der 3D-Abbildungsfunktion stellt die Basis für die Analyse des aktuellen Systems wie auch für die Evaluierung neuer Sensorgeometrien dar.

4 Methoden zur Optimierung der Sensorgeometrie

4.1 Einleitung

Wie in Kapitel 2 erläutert, hat die Anordnung und Ausrichtung der Sensoren (Sensorgeometrie) einen entscheidenden Einfluss auf die Abbildungseigenschaften des hier betrachteten Systems. In diesem Kapitel soll die Problematik der Bestimmung einer verbesserten Sensoranordnung erörtert und der in dieser Arbeit dafür hergeleitete Ansatz beschrieben werden.

Das Evaluieren einer neuen Sensorgeometrie mit realen Sensoren würde einen immensen Aufwand erfordern, da mehrere Hunderttausend Sender-Empfänger-Kombinationen zu berücksichtigen wären. Das könnte zwar über mechanisch verfahrbare Sender und Empfänger realisiert werden, würde jedoch viel Zeit für eine Messung in Anspruch nehmen und eine hohe Präzision der Mechanik voraussetzen. Das wiederum erforderte Testobjekte, die mehrere Tage im Wasser verbleiben können, ohne ihre Ultraschalleigenschaften zu ändern oder mit dem Wasser zu interagieren. Ferner hinge die Evaluierung der neuen Sensorgeometrie von der Güte solch eines Testsystems und der verwendeten Testobjekte ab.

Die Bewertung der Sensorgeometrie erfolgt deswegen über Simulationen, wofür eine Simulationsumgebung zu implementieren ist, die die wesentlichen Faktoren einer realen Messung berücksichtigt. Nach den Herleitungen zur Bildrekonstruktion in Kapitel 2.4.1 sind insbesondere die Zeitpunkte der Reflexionspulse relevant, weswegen die Simulation auf diese Zeitpunkte und deren durch das System und Objekt gedämpfte Amplitude beschränkt wird. Weiterhin ist ein Maß gefordert, das abhängig von der Sensoranordnung die wichtigsten Kriterien zur Abbildungsqualität bewertet. Wie in Abb. 2.16 zusammengefasst, sind diese die generelle Objektausleuchtung, das räumliche Auflösungsvermögen sowie die allgemeine Abbildungsqualität.

Die Freiheitsgrade für die Festlegung einer neuen Sensorgeometrie, definiert durch die einzelnen Sensorpositionen und -ausrichtungen, resultieren in einem hochdimensionalen Problem. Um diese Hochdimensionalität zu reduzieren, werden die Sensorpositionen auf einen einfachen Grundkörper beschränkt. Die Verteilung der Sensoren auf diesen Grundkörper wurde parametrisierbar gestaltet mit einer automatischen positionsabhängigen Ausrichtung zur bestmöglichen Objektausleuchtung der Brust.

Anschließend an den folgenden Stand der Technik wird zunächst auf die für die Auswertung berücksichtigten Faktoren eingegangen, die in der erstellten Simulationsumgebung implementiert sind. Im Folgenden werden die Methoden zur Bewertung der Sensorgeometrie vorgestellt sowie die allgemeine Vorgehensweise zur Optimierung der Sensorpositionierung und -ausrichtung.

4.2 Stand der Technik

Die Bestimmung einer für ein Einsatzgebiet optimalen Sensoranordnung findet in vielen Bereichen Anwendung, wie z.B. bei *Microphone-Arrays* zur Spracherkennung, bei Gruppenantennen für Radar-Anwendungen wie auch bei konventionellen Ultraschallgeräten. Die Sensoranordnung des 3D-USCT kann zum einen als Gruppenantenne angesehen werden, mit der ein Gebiet vermessen werden soll, zum anderen ist es möglich, die Bildgebung als Lokalisierungsproblem zu betrachten, da über verteilte Messungen die Positionen der Ultraschallstreuer ermittelt werden und diese im Bild dargestellt werden sollen. Anschließend werden für diese Anwendungen Lösungen für eine geeignete oder optimale Sensorgeometrie erörtert.

4.2.1 Sensoranordnung bei Gruppenantennen

Gruppenantennen wie beispielsweise ein *phased array* sind ein Zusammenschluss von Einzelantennen mit dem Ziel, das Signal-Rausch-Verhältnis gegenüber einer einzelnen Antenne zu maximieren, das Abstrahl- und Empfangsverhalten in eine Richtung zu lenken, diese Ausrichtung generell lenken zu können sowie Interferenzen beim Empfang zu unterdrücken [52]. Dies wird erreicht durch eine feste oder variable Zeitverzögerung der Signale und anschließender Summenbildung (*delay-and-sum beamforming*) und kann während der Aufnahme bzw. während der Bildrekonstruktion wie im hiesigen System durchgeführt werden (*post-beamforming*). Typischerweise werden für solche Gruppenantennen einfache Geometrien für die Sensorpositionierung angewendet, wie z.B. lineare oder planare Anordnungen. Für solche Anordnungen gibt es eine einfache Bedingung, die einen Minimalabstand für benachbarte Sensoren von höchstens der halben Wellenlänge des ausgesendeten Pulses für eine gleichmäßig besetzte Sensoranordnung fordert [28, 46]. Dies liegt darin begründet, dass sich bei der Bildrekonstruktion im Idealfall die ausgesandten Pulse am aktuell betrachteten Punkt aufsummieren, Reflexionen aus anderen Winkeln im Raum jedoch durch Auslöschung unterdrückt werden.

Diese Bedingung für den Minimalabstand erfordert je nach Einsatzgebiet eine sehr hohe Anzahl an Sensoren. Für eine Besetzung des 3D-USCT mit dieser Dichte wären demnach ca. eine Million Sensoren notwendig. Aus diesem Grund wird bei Applikationen, die mit einer ausgedehnten Sensoranordnung ein Gebiet vermessen, dafür gesorgt, das Verhältnis zwischen den Rekonstruktionen im interessierenden Bildbereich und den *darin* befindlichen Rekonstruktionsartefakten zu optimieren. Ein Ansatz dafür ist, in Sende- wie auch in Empfangsrichtung den einzelnen Sensoren Gewichte zuzuweisen (*apodization*), welche die Richtwirkung der gesamten Sensoranordnung verbessern [38]. Ein weiterer Ansatz ist eine zufällige, nicht gleichmäßige Positionierung der Sensoren über die Aufnahmeffläche [8, 37].

Diese Ansätze beruhen auf dem Grundgedanken, die „Aufmerksamkeit“ einer Sensoranordnung auf ein bestimmtes und eingeschränktes Gebiet zu fokussieren. Um über diesen Ansatz ein ausgedehntes Gebiet zu vermessen, ist eine weiträumige Abtastung bzw. Neuausrichtung notwendig, die für Applikationen in 3D zu zeitaufwändig ist. Die Lösung dafür ist, unfokussierte Pulse auszusenden, die möglichst den gesamten Bildbereich ausleuchten und die Fokussierung während der Bildrekonstruktion durchzuführen. Dazu wären jedoch lokal und für jeden Bildpunkt separat die rückprojizierten Daten zu gewichten, was einen zusätzlichen Rechenaufwand bedeutet. Außerdem sind die üblicherweise eingesetzten Gewichtungsfunktionen lediglich für lineare oder planare Sensoranordnungen definiert.

Bezüglich der zufälligen Anordnung von Sensoren besteht für USCT zum einen das Problem,

dass das Objekt dadurch ungleichmäßig vermessen wird und damit z.B. eine Seite des Objektes besser rekonstruiert wird. Auch sind für solch eine zufällige Bestimmung der Sensoranordnung eine Vielzahl von Durchläufen sowie Bewertungen notwendig, die insbesondere für die 3D-Bildgebung sehr rechenintensiv sind. Es wurde zudem gezeigt, dass sich durch die gekrümmte Anordnung der Sensoren bereits an sich eine Verbesserung des Bildkontrastes erzielt wird [44].

4.2.2 Optimale Geometrie zur Lokalisierung

Die Bildgebung des 3D-USCT kann auch als Lokalisierungsproblem angesehen werden, bei dem die Orte aller Ultraschallstreuer zu ermitteln sind, die in ihrer Gesamtheit ein Abbild der inneren Strukturen des Objektes darstellen. In [92] wird die Problematik behandelt, wie M Sensoren anzuordnen sind, um einen Streuer optimal lokalisieren zu können.

Über die zeitliche Differenz aufgezeichneter Reflexionspulse benachbarter Sensoren kann der Ursprungsort eines Streuers berechnet werden. Auf dieser Basis wird ein Formalismus hergeleitet, um für M Sensoren mit den $M(M - 1)/2$ möglichen Sensorpaaren möglichst präzise den Ursprung des Streuers zu ermitteln. Dieser beschreibt das Lokalisierungsproblem über eine Wahrscheinlichkeitsdichte mit Messungen, die mit mittelwertfreiem und normalverteiltem Rauschen überlagert sind. Dieser Schätzer wird mit einem Maß (Cramér-Rao-Ungleichung) evaluiert, das eine untere Grenze für dessen Kovarianz-Matrix, also das Minimum an Unsicherheit, beschreibt. Über die Analyse dieses Maßes und der nötigen Bedingungen an die Sensoranordnung, um dieses Maß zu minimieren, wird schließlich eine optimale Geometrie für die Anordnung der M Sensoren hergeleitet.

Für den zweidimensionalen Fall ergibt sich eine Sensoranordnung, bei der die Sensoren gleichmäßig auf einem Ring verteilt sind (*uniform angular array*). Für den dreidimensionalen Fall ist ebenso eine möglichst gleichmäßige Verteilung gewünscht, jedoch auf einer Kugeloberfläche. Diese Gleichverteilung wird ausschließlich für die Eckpunkte sogenannter platonischer Körper erfüllt, von denen genau fünf existieren¹. Damit wären Sensoranordnungen für maximal 20 Sensoren gegeben (Dodekaeder). Um Sensoranordnungen mit einer höheren Anzahl an Sensoren zu bestimmen, wurde in dieser Arbeit nachgewiesen, dass diese Grundformen beliebig überlagert werden können und weiterhin eine optimale Geometrie darstellen, sofern die einzelnen Zentren der Grundkörper identisch sind.

Ein großer Kritikpunkt ist jedoch das Ausklammern von realen Bedingungen wie Dämpfung und Sensorcharakteristik. Die Berücksichtigung solcher Faktoren kann letztlich zu einer Sensorgeometrie führen, die nicht sphärisch ist. Ferner ist durch die Abbildung eines nicht halbkugelförmigen Objektes (hängende Brust) eine an diese Form adaptierte Geometrie zu erwarten.

4.3 Simulationsumgebung

Die Simulationsumgebung dient als Basis zur Bewertung der Sensorgeometrie. Sie soll für eine gegebene Sensoranordnung und -ausrichtung sowie einen vordefinierten Punktstreuer im Raum künstliche Messungen generieren und dabei die wichtigsten Faktoren eines realen Systems berücksichtigen. Die Simulation wird auf Punktstreuer beschränkt, da die Bewertung der Sensorgeometrie über die räumliche Abbildungsfunktion durchgeführt werden soll. Über eine

¹Alle fünf platonischen Körper: Tetraeder, Hexaeder, Oktaeder, Dodekaeder, Ikosaeder.

diskrete Abtastung einer Volumenregion kann darüber auch die generelle Objektausleuchtung ermittelt werden. Die Anwendung einer realistischen 3D-Simulationsumgebung, wie z.B. Wave3000 [21], würde eine Vielzahl unterschiedlich gearteter Modelle der weiblichen Brust erfordern und weist einen Rechenaufwand auf, der für das hier betrachtete Problem so groß ist, dass sie mit heutigen Rechnern nicht bewältigt werden kann [87].

Die Simulation von künstlichen Messungen wird deswegen auf die folgenden Kriterien beschränkt: Als Basis für die hier betrachtete Reflexionstomographie dient in erster Linie die Bestimmung der Ankunftszeiten (TOA) der Reflexionen eines modellierten Punktstreuers sowie deren Amplituden. Weitere Pulsparameter wie die Phase, Frequenz und Bandbreite können objektabhängige Informationen liefern, tragen jedoch nicht direkt zur Lokalisierung von den gemessenen Impedanzunterschieden bei. Hinsichtlich der TOA-Bestimmung wird von einer Vorverarbeitung f_{VV} , wie z.B. der Pulsdetektion aus Kapitel 5.3.1 ausgegangen, die die Impulsantworten von Sender, Empfänger und Datenaufnahme kompensieren kann. Dadurch wird der Dirac-Impuls rekonstruiert, der die örtliche Reflexion zeitlich beschreibt. Die zeitliche Unsicherheit, mit der diese Dirac-Impulse ermittelt werden können, können im Nachhinein über eine zusätzliche Faltung berücksichtigt werden (siehe Kapitel 5.3.2). Gleichmaßen ist es darüber möglich, eine gewünschte Pulsform in die simulierten Messungen einzubringen, um Einflüsse der Pulsform auf die Punktabbildung und Bildrekonstruktion untersuchen zu können. Diese kann einen signifikanten Einfluss auf das Auflösungsvermögen haben [5, 66].

Für die simulierte Dämpfung der Pulsamplitude einer Reflexion, die Strecken zwischen den Punkten im Raum \vec{x}_i zurückgelegt hat, werden die folgenden Faktoren in Betracht gezogen:

- Geometrischer Ausbreitungsverlust $G(\vec{x}_1, \vec{x}_2)$: Der durch die Piezokeramik erzeugte Anfangsdruck mit der Spannungsamplitude A_0 verteilt sich gleichmäßig über die sich ausbreitende Druckwelle und verringert sich reziprok zur zurückgelegten Distanz.
- Sensorcharakteristik $S(\vec{x}_1, \vec{x}_2)$: Durch die endliche Größe der Wandlerfläche entstehen frequenzabhängig Interferenzen über den Abstrahl- bzw. Empfangswinkel, die das Beschallen und Empfangen auf einen Winkelbereich beschränken, siehe Kapitel 2.4.3.
- Dämpfung des Brustgewebes $B(\vec{x}_1, \vec{x}_2)$: Durch Zähigkeit und Wärmeleitfähigkeit wird die Energie von Schallwellen absorbiert und damit ihre Druckamplitude abhängig von der Laufstrecke innerhalb der Brust exponentiell gedämpft.
- Reflexionsverhalten des Punktstreuers $P(\vec{x}_1, \vec{x}_2, \vec{x}_3)$: Die Größe des Punktstreuers im Verhältnis zur Wellenlänge des eingestrahlten Ultraschallpulses sowie seine Materialeigenschaften (Schallkennimpedanz) beeinflussen das Reflexionsverhalten maßgeblich.

In Kapitel 2.4.1 wurde die Messung für einen Punktstreuer systemtheoretisch modelliert. Diese Modellierung erlaubt für den umgekehrten Fall die Simulation einer Messung unter den genannten Einschränkungen, falls die Position des Punktstreuers wie auch die Übertragungsfunktionen der beteiligten Systemkomponenten bekannt sind. Das systemtheoretische Modell nach Gleichung (2.12) für eine Messung mit den elektrischen Übertragungsfunktionen $h_{eb}(t)$ und $h_{ef}(t)$ sowie den räumlichen Übertragungsfunktionen $h^f(\vec{x}, t)$ und $h^b(\vec{x}, t)$ zum Punkt \vec{x} lautet

$$u_o(t) = h_{eb}(t) * h^b(\vec{x}, t) * h^f(\vec{x}, t) * h_{ef}(t) * u_i(t) \quad (4.1)$$

und resultiert für das Eingangssignal $u_i(t)$ in das Ausgangssignal $u_o(t)$. Dabei wurde von einem isotropen Punktstreuermodell ausgegangen sowie kein Gewebeeinfluss berücksichtigt.

Diese Gleichung wird folgend zusätzlich um ein allgemeines Punktstreuermodell erweitert und die Dämpfung der Brust einbezogen. Die räumlichen Übertragungsfunktionen werden durch

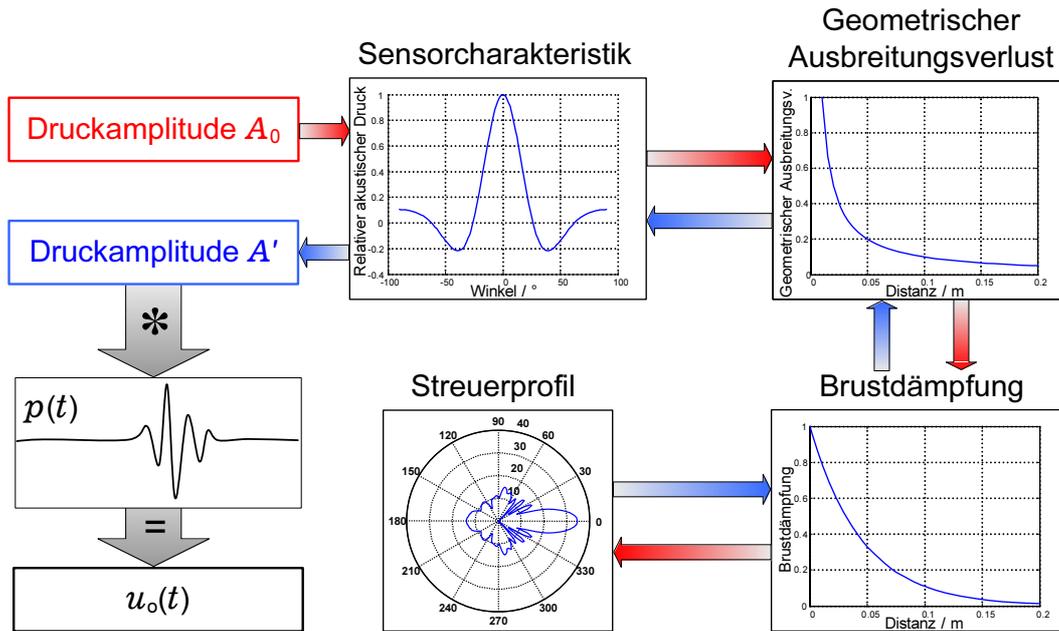


Abbildung 4.1: **Anwendung der Simulationsumgebung.** Beginnend bei einer initialen Druckamplitude A_0 wird diese durch das Abstrahlprofil des Senders gedämpft, durch den geometrischen Ausbreitungsverlust gemindert, zusätzlich gedämpft während des Verlaufs durch die Brust und schließlich am Punktstreuer winkelabhängig gestreut. Die Reflexion verläuft diese Schritte rückwärts, abschließend mit dem winkelabhängigen Empfangsprofil des Empfängers. Die Amplitude A' wird schließlich mit der gewünschten Pulsform $p(t)$ gefaltet, deren Pulsmaximum dem Zeitpunkt der Laufdauer zwischen Sender, Punktstreuer und Empfänger entspricht, und ergibt damit das gewünschte Ausgangssignal $u_o(t)$.

reine Gewichtungsfunktionen ersetzt, die abhängig von der Laufstrecke und vom Abstrahl- bzw. Empfangswinkel sind.

Gleichung (4.1) lässt sich mit den definierten Einflüssen auf die Amplitude und der Vorverarbeitung über die Pulsdetektion f_{VV} umschreiben. Für einen Sender an der Position \vec{s} , der eine Druckamplitude A_0 erzeugt, einen Empfänger an der Position \vec{e} und einen Punktstreuer an der Position \vec{p} berechnet sich der simulierte A-Scan über

$$f_{VV}(u_o(t)) = A_0 \cdot \eta^f(\vec{s}, \vec{p}) \cdot P(\vec{s}, \vec{p}, \vec{e}) \cdot \eta^b(\vec{p}, \vec{e}) * u_i(t) * \delta \left(t - \frac{\|\vec{s} - \vec{p}\| + \|\vec{p} - \vec{e}\|}{v_0} \right) \quad (4.2)$$

mit $\eta^f(\vec{s}, \vec{p})$ zur Berechnung des Einflusses auf die Amplitude zwischen Sender und dem Punktstreuer und $\eta^b(\vec{p}, \vec{e})$ entsprechend für den Weg vom Punktstreuer zum Empfänger

$$\eta^f(\vec{x}_1, \vec{x}_2) = \eta^b(\vec{x}_2, \vec{x}_1) = S(\vec{x}_1, \vec{x}_2) \cdot G(\vec{x}_1, \vec{x}_2) \cdot B(\vec{x}_1, \vec{x}_2) . \quad (4.3)$$

Abb. 4.1 stellt diese Berechnung schematisch dar und demonstriert, dass beliebige Pulsformen $p(t)$ über eine abschließende Faltung gewonnen werden können.

Im Folgenden soll auf die hier betrachteten Einflüsse auf die Amplitude einer Reflexion näher eingegangen werden.

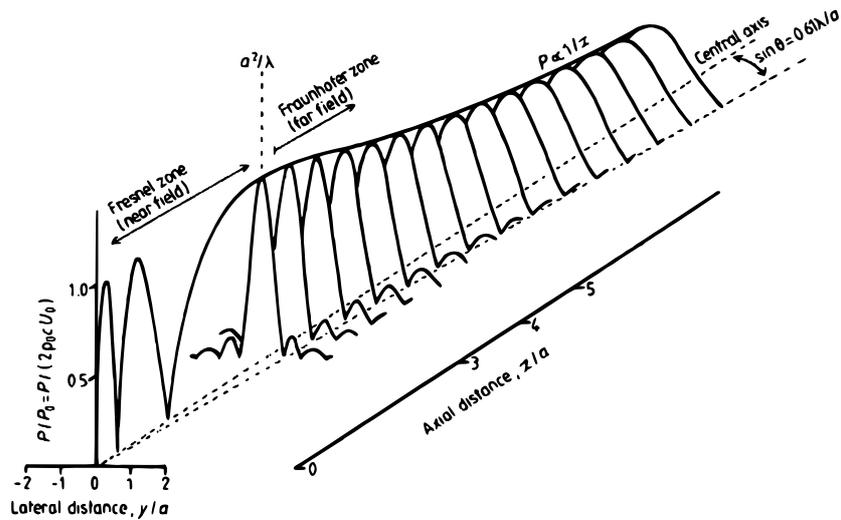


Abbildung 4.2: **Axiales Schallfeld eines Kreiskolbenschwingers.** Dargestellt ist der Druckverlauf eines Kolbenschwingers mit Radius a entlang seiner Abstrahlrichtung. Der Verlauf variiert stark im Nahfeld (Fresnel-Zone), während sich im Fernfeld (Fraunhofer-Zone) der Druckverlauf monoton entsprechend einer $\frac{1}{z}$ -Funktion verhält (adaptiert aus [23]).

4.3.1 Geometrischer Ausbreitungsverlust und Sensorcharakteristik

Der Verlauf der Druckamplitude, beginnend beim Sender entlang seiner Abstrahlrichtung, weist eine komplizierte Charakteristik auf. Diese berechnet sich für einen Kolbenschwinger ausgehend vom Anfangsdruck p_0 über folgende Formel [45, S.70]

$$p(z) = p_0 \cdot 2 \sin \left(\frac{\pi}{\lambda} \left(\sqrt{a^2 + z^2} - z \right) \right) . \quad (4.4)$$

Dabei entspricht a dem Radius des Kolbenschwingers, λ der Wellenlänge des ausgesandten Pulses sowie z der axialen Distanz zum Sender.

Zuerst sei der Verlauf der Druckamplitude von Interesse, also der geometrische Ausbreitungsverlust, der in Abb. 4.2 exemplarisch dargestellt ist. Es zeigt sich, dass sich ab einer gewissen Distanz (Fernfeld) dieser Druckverlauf einer einfachen $\frac{1}{z}$ -Funktion annähert. Eine allgemein anerkannte Definition, ab welcher Distanz dieses Fernfeld beginnt, existiert nicht, jedoch gibt es unterschiedliche Festlegungen, wie z.B. das letzte Maximum im Druckverlauf als Grenze zum Fernfeld zu nehmen. Für einen Ultraschallwandler mit quadratischer Grundfläche ist diese Grenze abhängig von der Seitenlänge D und der Wellenlänge λ wie folgt definiert [45, S.78]

$$z_{\text{Fernfeld}} = 1,37 \cdot D^2 / 4\lambda . \quad (4.5)$$

Für den 3D-USCT liegt z_{Fernfeld} damit bei unter einem Millimeter. Die Distanz zwischen den Sensoren und der abzubildenden Brust überschreitet diese Nahfeldgrenze deutlich, womit wir von der vereinfachenden Annahme ausgehen können, dass Schallfelder ausschließlich im Fernfeld betrachtet werden können.

Für die Berechnung des geometrischen Ausbreitungsverlustes $G(\vec{x}_1, \vec{x}_2)$ zwischen zwei Punkten \vec{x}_1 und \vec{x}_2 , muss die Ausdehnung des Punktstreuers oder Empfängers am Punkt \vec{x}_2 mit

einbezogen werden. Als physikalische Größe liefert dies der Raumwinkel Ω , der für diese Berechnung zum Einsatz kommt. Über den Raumwinkel wird das Verhältnis einer Teilfläche auf einer Kugel zum Quadrat des Kugelradius bestimmt. Für eine konstante Fläche, die sich mit größer werdendem Abstand zum Sender als kleiner werdende Fläche darstellt, kann damit der $\frac{1}{z^2}$ -Abfall berechnet werden. Da für die Simulation der Schalldruck bzw. der entsprechende wandlerspezifische Spannungswert von Interesse ist, muss zusätzlich die Quadratwurzel des Raumwinkels gezogen werden. Für die Raumwinkelbestimmung kommt die Formel für den kanonischen Raumwinkel zum Einsatz, mit r als Querschnitt der Fläche des Streuers an der Position \vec{x}_2 und z als der Distanz zwischen diesem und dem Ultraschallwandler,

$$\begin{aligned} G(\vec{x}_1, \vec{x}_2) &= \sqrt{\Omega}, \\ \Omega &= 2 \cdot \pi \cdot \left(1 - \cos \frac{\omega}{2}\right), \\ \omega &= 2 \cdot \arctan \left(\frac{r}{z}\right), \\ z &= \|\vec{x}_1 - \vec{x}_2\|. \end{aligned} \tag{4.6}$$

Dies entspricht den in Abb. 4.2 gezeigten $\frac{1}{z}$ -Abfall des Druckverlaufs im Fernfeld.

Bei der Anwendung dieser Formel wird vereinfachend davon ausgegangen, dass die Fläche am Punktstreuer bzw. am Empfänger über alle Betrachtungswinkel konstant ist. Das spart den Rechenaufwand, für jede Sender-Empfänger-Kombination (SEK) separat diese Fläche abhängig vom Sichtwinkel zu skalieren. Die angenommene Kugelform des Punktstreuers wird dagegen vom eingesetzten Punktstreuermodell berücksichtigt.

Wie in Kapitel 2.4.3 beschrieben, definiert die Sensorcharakteristik die abgestrahlte Intensität eines Senders über seinen Abstrahlwinkel und die Sensitivität eines Empfängers über den Empfangswinkel. Diese Winkelabhängigkeit kann über das Rayleigh-Oberflächen-Integral (Gleichung (2.2)) ermittelt werden. Es lässt sich für den Fall, dass die Entfernung zur abzubildenden Ebene im Vergleich zur Sensorgröße sehr groß ist, durch eine von der Wandlergröße und Wellenlänge abhängige Funktion approximieren. Das ist für die hier betrachtete Sensorgeometrie und Anregungsfrequenz der Wandler gegeben. Die Theorie dazu stammt aus der Optik, eine Herleitung der folgenden Formel lässt sich in [34] finden. Diese hängt allein von der rechteckigen Elementgröße mit den Seitenlängen D_1 und D_2 und von der Wellenlänge λ des eingestrahlenen Pulses ab.

Mit den Seitenlängen D_1 und D_2 der rechteckigen Wandlergröße und der Wellenlänge λ des eingestrahlenen Pulses ergibt sich für das Winkelprofil im Raum

$$p(\gamma_1, \gamma_2) = p_0 \left(\frac{\sin X_1}{X_1}\right) \left(\frac{\sin X_2}{X_2}\right), \quad X_i = \pi(D_i/\lambda) \sin \gamma_i. \tag{4.7}$$

Dabei geben γ_1 und γ_2 den Azimut- und Elevationswinkel zur Abstrahlrichtung an. Die gesuchte Funktion $S(\vec{x}_1, \vec{x}_2)$ aus Gleichung (4.3) kann über $p(\gamma_1, \gamma_2)$ realisiert werden, indem zwischen dem Punkt \vec{x}_1 am Sensor und dem Punkt \vec{x}_2 die Winkel γ_1 und γ_2 bezüglich der Ausrichtung des Sensors berechnet werden.

Die Grundlage für diese Formel ist, dass die Sensorcharakteristik als zweidimensionale Fourier-Transformation der Wandlerfläche angenähert werden kann. Zwei mit dieser Formel berechnete eindimensionale Winkelprofile sind in Abb. 4.3 dargestellt. Das linke Diagramm zeigt eine Berechnung für die Systemparameter des 3D-USCT ($\lambda = 0,6$ mm; $D_1 = D_2 = 1,4$ mm), das rechte Diagramm die mit halber Elementgröße vergrößerte Abstrahlcharakteristik.

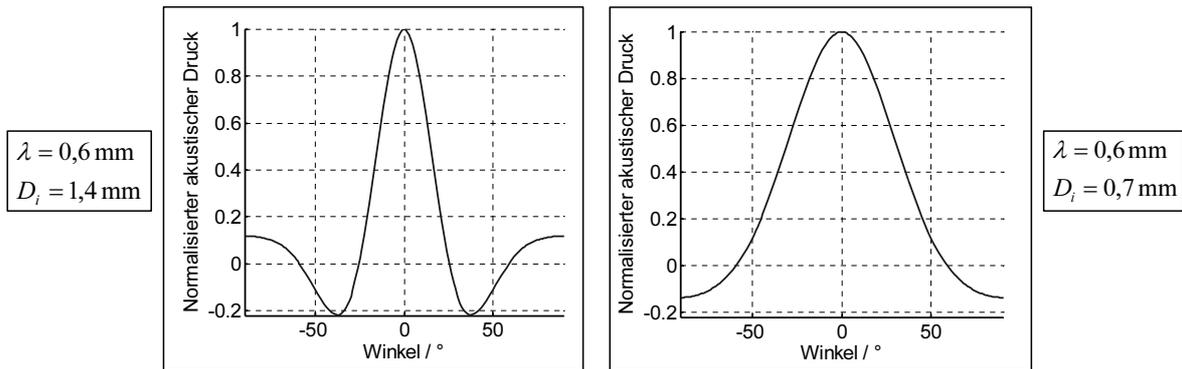


Abbildung 4.3: **Zwei approximierte Sensorcharakteristiken für unterschiedliche Parameter.** Das linke Diagramm stellt die Näherung für die aktuell eingesetzten, $(1,4 \text{ mm})^2$ großen Wandler dar. Rechts ist exemplarisch dargestellt, wie die Sensorcharakteristik mit einer kleineren Wandlergröße von $(0,7 \text{ mm})^2$ einen größeren Winkelbereich abdeckt. Die Diagramme sind auf gleichen maximalen Druck normiert.

Für das winkelabhängige Empfangsverhalten gilt dasselbe Prinzip wie für das Sendeverhalten [45, S.73], weshalb der Gesamteinfluss dieser Charakteristiken dem Produkt der beiden Einzelcharakteristiken entspricht.

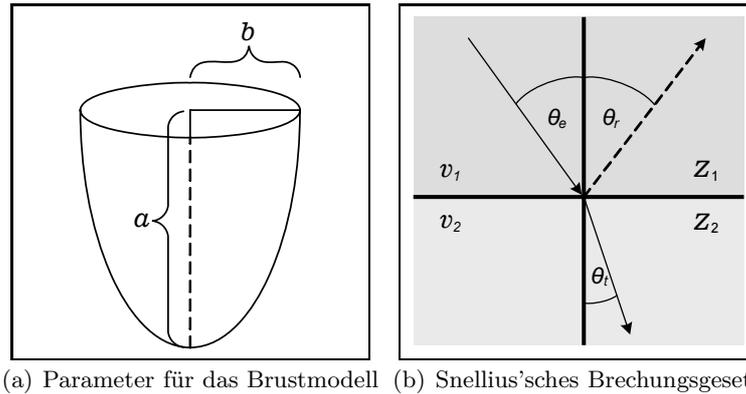
4.3.2 Dämpfung durch biologisches Gewebe

Die Ausbreitung eines Ultraschallpulses durch biologisches Gewebe verläuft adiabatisch², wird aber durch Streuung und Absorption in der Amplitude frequenzabhängig gedämpft. Für diese Dämpfung im Brustgewebe wurden Durchschnittswerte ermittelt [33], die hier für die weiteren Berechnungen verwendet werden sollen. Für die Simulation muss ferner die Brustform und -größe festgelegt werden, um die Distanzen, die ein Puls innerhalb der Brust zurücklegt, berechnen und die Pulsamplitude entsprechend dämpfen zu können. Die in den 3D-USCT hängende Brust wird hierbei als Rotationsellipsoid modelliert, das als Parameter die zwei Halbachsen a und b (siehe Abb. 4.4(a)) sowie den frequenzabhängigen Dämpfungskoeffizienten $\alpha(\omega)$ aufweist. Diese Modellvorstellung hat den Vorteil, dass über Schnittpunktberechnungen von Verbindungslinien zwischen dem Punktstreuer und den Sensoren, die innerhalb der Brust zurückgelegten Strecken z' berechnet werden können. Die durchschnittliche Dämpfung der weiblichen Brust auf Ultraschall wird mit ca. $0,8 - 1,0 \text{ dB/cm/MHz}$ angegeben, Wasser dagegen dämpft den Ultraschall mit $0,002 \text{ dB/cm/MHz}$ nur unwesentlich. Mit größerer Mittenfrequenz steigt damit die Dämpfung des eingestrahelten Pulses exponentiell an. Für die Einbeziehung der Brustdämpfung muss für jede SEK die Strecke z' innerhalb des Brustgewebes bestimmt und anteilig mit folgender Formel berechnet werden,

$$B(\vec{x}_1, \vec{x}_2) = e^{-\alpha(\omega) \cdot z'}, \quad z' \leq \|\vec{x}_1 - \vec{x}_2\|. \quad (4.8)$$

Zusätzlich kann über das ellipsoidale Brustmodell der Eintrittswinkel des Pulses in die Brust wie auch der Austrittswinkel berechnet werden, um den Übergang zwischen dem Koppelmedium Wasser und der Brust zu berücksichtigen. Das Verhältnis zwischen Einfallsdruk p_e und

²Bei den schnellen Druckänderungen des Ultraschalls kommt es zu keinem Wärmeaustausch zwischen benachbarten Teilchen.



(a) Parameter für das Brustmodell (b) Snellius'sches Brechungsgesetz

Abbildung 4.4: **Parameter des Brustmodells und Brechungsgesetz.** Links ist die Parametrisierung des Brustmodells abgebildet. Das Bild rechts zeigt das Brechungsgesetz von Snellius, mit dem Reflexions- und Transmissionskoeffizienten in die und aus der Brust ermittelt werden können.

reflektiertem Druck p_r an einem Mediumübergang mit den akustischen Impedanzen Z_1 und Z_2 wird als Reflexionskoeffizient R bezeichnet, wohingegen der Transmissionskoeffizient T das Druckverhältnis zwischen der weitergehenden Ultraschallwelle p_t zur Einfallswelle ausdrückt

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}, \quad T = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}. \quad (4.9)$$

Der Einfluss des Ein- und Austrittswinkels zwischen Wasser und Brust sowie Brust und Wasser wird schließlich nach Abb. 4.4(b) über das Snellius'sche Gesetz berücksichtigt [6],

$$\frac{\sin \theta_e}{\sin \theta_t} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} = \frac{v_1}{v_2}, \quad (4.10)$$

$$R = \frac{(Z_2 / \cos \theta_t) - (Z_1 / \cos \theta_e)}{(Z_2 / \cos \theta_t) + (Z_1 / \cos \theta_e)}. \quad (4.11)$$

Über die Relation der Druckverhältnisse $p_e + p_r = p_t$ [45, S.17], lässt sich der winkelabhängige Transmissionskoeffizient bestimmen zu

$$T = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1 \cdot (\cos \theta_t / \cos \theta_e)}. \quad (4.12)$$

4.3.3 Reflexionsverhalten des Punktstreuers

In der Theorie wird davon ausgegangen, dass der simulierte Punktstreuer keine Ausdehnung besitzt und die auf ihn auftreffende Energie gleichmäßig und vollständig über alle Winkel reflektiert wird (Rayleigh-Streuung). Das wahre Reflexionsverhalten eines Punktstreuers ist jedoch weitaus komplexer und hängt von diversen Parametern ab, allen voran, dem Größenverhältnis zwischen Punktstreuer und der Wellenlänge des eingestrahlenen Pulses. Um ein realistischeres Reflexionsverhalten zu integrieren, wurde ein Punktstreuermodell nach Faran eingesetzt [27]. Dieses Modell bezieht neben der Größe des Punktstreuers und der Wellenlänge

des Pulses, die Dichte des Punktstreuers, dessen Schallgeschwindigkeit sowie die Poissonzahl³ mit ein.

Dieses Modell beschreibt das Reflexionsverhalten im Fernfeld, ohne den Anfangsdruck oder die Distanz zum Sender zu berücksichtigen. Das erlaubt es, die Funktion $P(\vec{s}, \vec{p}, \vec{e})$ aus Gleichung (4.2) über dieses Modell zu realisieren. Mit festgelegten Parametern für den Punktstreuer lässt sich das Streuprofil über den gesamten Winkelbereich vorberechnen, was den Aufwand spart, für jede SEK separat dieses Modell erneut zu berechnen. Die Funktion $P(\vec{s}, \vec{p}, \vec{e})$ ermittelt über die Sender-, Punkt- und Empfängerposition den Ein- und Ausfallswinkel und leitet aus der Vorberechnung den entsprechenden Faktor für die Amplitude der Rückstreuung ab.

Wie das Reflexionsprofil für zwei metallene Punktstreuer unterschiedlicher Parameter geartet ist, zeigt Abb. 4.5.

4.4 Evaluierung der räumlichen Auflösung

Für die Evaluierung der räumlichen Auflösung kommt die in Kapitel 3.4.2 hergeleitete Methode zur Bestimmung der Halbwertsbreite entlang vordefinierter Untersuchungslinien zum Einsatz. Für jeden zu untersuchenden Punkt innerhalb der modellierten Brust wird damit die 3D-Abbildungsfunktion über die Untersuchungslinien approximiert und darauf basierend eine Analyse der Halbwertsbreite durchgeführt (siehe Abb. 4.6(a)).

Zwei Kriterien werden für diese Evaluierung herangezogen. Zum einen wird für jede Untersuchungslinie die Distanz von der Punktstreuerposition zum Halbwertsabfall d_{FWHM} als Maß für die Auflösung verwendet. Zum anderen werden die Abweichungen von einer isotropen Punktabbildung bewertet. Ziel ist es, eine hohe Auflösung und eine möglichst isotrope Punktabbildung – also für alle Untersuchungslinien kleine und ähnliche d_{FWHM} -Werte – zu erreichen. Für ein zu minimierendes Maß beider Kriterien wird der Mittelwert der Halbwertsbreiten $\text{mean}(d_{\text{FWHM}}^{(i)})_{i=1\dots L}$ entlang aller L Untersuchungslinien für die Bewertung der Auflösung benutzt, für die Isotropie wird davon die Standardabweichung $\text{std}(d_{\text{FWHM}}^{(i)})_{i=1\dots L}$ ermittelt. Damit ergibt sich als Maß $\text{PSF}_{\text{lokal}}$ für die Bewertung eines Punktes

$$\text{PSF}_{\text{lokal}} = \text{mean}(d_{\text{FWHM}}^{(i)}) + \text{std}(d_{\text{FWHM}}^{(i)}) , \quad i = 1 \dots L . \quad (4.13)$$

Da abhängig von der zeitlichen Unsicherheit der Bestimmung der Ankunftszeit eines Reflexionspulses die Abbildungsfunktion nicht beliebig klein werden kann, wird das bestmögliche Minimum $\text{PSF}_{\text{lokal}}^{\text{min}}$ vom Mittelwert $\text{mean}(d_{\text{FWHM}}^{(i)})$ subtrahiert. Damit wird ein Maß erzielt, das für die bestmögliche Auflösung gegen Null strebt. Der Wert $\text{PSF}_{\text{lokal}}^{\text{min}}$ kann dabei aus der zeitlichen Unschärfe Δt über die Gleichung (3.8) ermittelt werden.

4.5 Evaluierung des Bildkontrastes

Wie in Kapitel 2.4.1 beschrieben, weisen Bilder, die mit der hier betrachteten Sensoranordnung mittels SAFT rekonstruiert werden, prinzipiell Rekonstruktionsartefakte auf. Dies ist insbesondere durch die geringe Sensordichte bedingt, die die Voraussetzung eines Abstands

³Die Poissonzahl definiert das Verhältnis zwischen relativer Dickenänderung zur relativen Längenänderung des betrachteten Volumens.

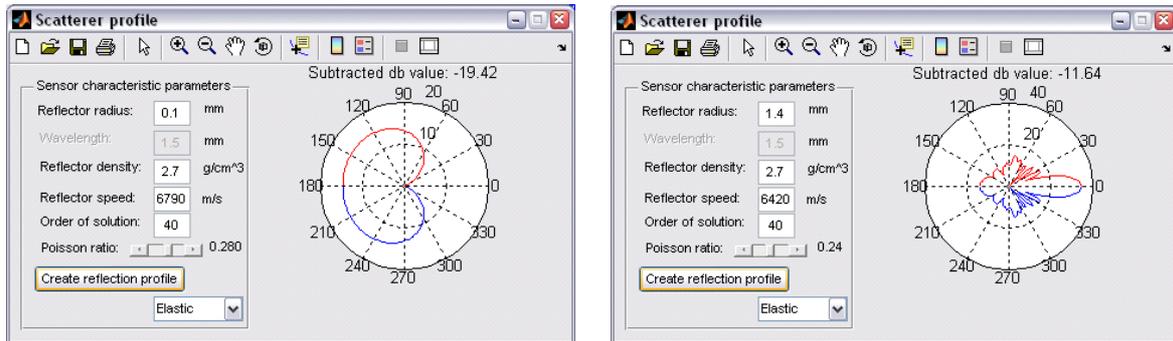


Abbildung 4.5: **Reflexionsprofile für zwei Punktstreuer.** Links ist der modellierte Streuer fünfmal kleiner als die Wellenlänge des eingeschalteten Pulses (0,5 mm) und weist dadurch einen großen Rückstrebereich auf (Rayleigh-Streuer). In den Grafiken jeweils rechts ist über den gesamten Winkelbereich die Dämpfung der Druckamplitude als Linie abgebildet. Der Einfallswinkel ist auf 180° festgelegt. Rechts beträgt die Größe des Streuers fast das Dreifache der Wellenlänge, wodurch das Streuprofil deutlich gerichteter ist.

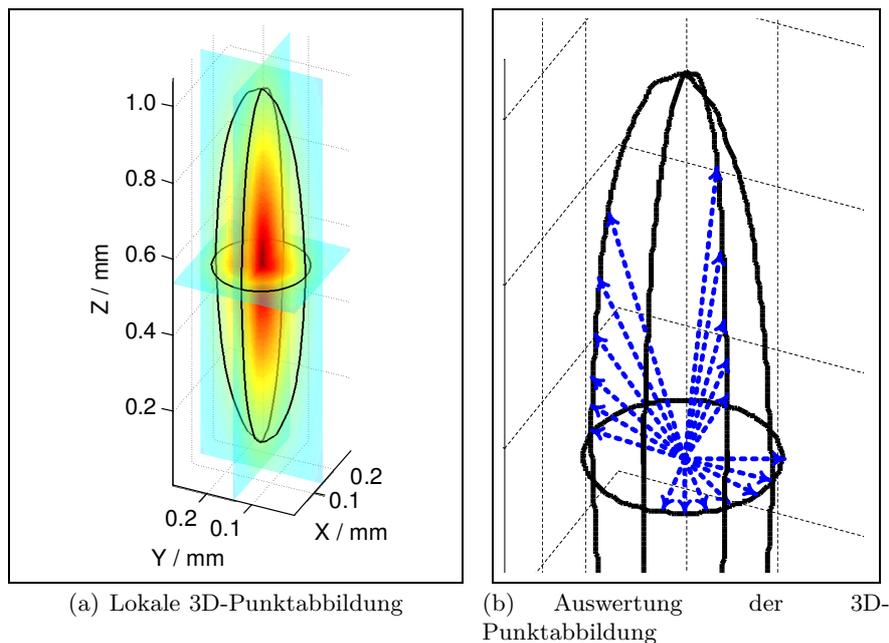


Abbildung 4.6: **Lokale 3D-Abbildungsfunktion zur Bewertung der Auflösung.** Links ist eine Rekonstruktion der lokalen 3D-Abbildungsfunktion entlang der drei Hauptachsen dargestellt. Die schwarzen Linien in jeder Ebene stellen den Halbwertsabfall dar, der für die Bewertung des Auflösungsvermögens und der Isotropie der Punktabbildung herangezogen wird. Rechts sind die Distanzen $d_{\text{FWHM}}^{(i)}$ vom betrachteten Punkt zu den Halbwertslinien seiner Punktabbildung abgebildet, auf denen die Auswertung der 3D-Abbildungsfunktion basiert.

von $\lambda/2$ nicht erfüllt. Ferner wird durch ungleichmäßige Amplituden der Rückprojektionen bzw. gerichteter Rückstreuungen verhindert, dass sich Rekonstruktionsartefakte gleichmäßig destruktiv überlagern können.

Für die Auswertung dieser Artefakte sind Bilder zu rekonstruieren, die die gesamte Brustregion mit einbeziehen. Hierbei ist nicht die lokale Ausdehnung und Form der Punktabbildung von Interesse, sondern vielmehr das Verhältnis zwischen dem Abbild des rekonstruierten Punktes und den Artefakten, die durch diese Punktreakonstruktion im Rest der Brustregion verursacht werden (siehe Abb. 4.7).

Wie in Kapitel 3.4.3 beschrieben, ist diese Evaluierung durch die Anwendung der SAFT-Bildrekonstruktion und insbesondere durch die notwendige hohe Anzahl an Voxel sehr rechenintensiv. Im Idealfall müsste pro zu untersuchendem Punkt ein ganzes, die Brust beinhaltendes Volumen rekonstruiert werden. Um diesen Rechenaufwand zu reduzieren, wird für die Kontrastbestimmung am Ort des aktuell betrachteten Punktes jeweils ein 2D-Bild entlang der Hauptachsen für die gesamte Brustregion rekonstruiert. Es kommt ferner eine optimierte und in *Assembler* geschriebene Implementierung des SAFT-Algorithmus zum Einsatz [105].

Der Kontrast eines Bildes kann über eine Vielzahl von Funktionen ermittelt werden. Hier ist es von Interesse, dass unregelmäßige Strukturen außerhalb der Region um den betrachteten Punkt negativ in die Bewertung eingehen, da diese schwach streuende Objekte überlagern könnten. Die Formel zur *signal difference to noise ratio* (SDNR) [91] setzt die Punktreakonstruktion mit dem Hintergrund in Relation über

$$\text{PSF}_{\text{global}} = \frac{\mu_{\text{PSF}} - \mu_{\text{BG}}}{\sigma_{\text{BG}}} . \quad (4.14)$$

Dabei wird der Mittelwert der Region μ_{PSF} um den aktuell betrachteten Punkt vom Mittelwert des Hintergrunds μ_{BG} subtrahiert und durch die Standardabweichung des Hintergrunds σ_{BG} dividiert. Zur Frage der Trennung zwischen der Punktabbildung und dem Hintergrund gibt es keine allgemeine Festlegung. Übliche Verfahren sind Schwellwertmethoden, die abhängig vom Wertemaximum des Bildes am rekonstruierten Punktstreuer, alle Bildpunkte unter dem festgelegten Schwellwert zum Hintergrund zählen. Dieser Schwellwert könnte beispielsweise der Hälfte oder eines Viertels des Wertemaximums entsprechen. Zusätzlich ist es hier von Interesse, stark verformte Punktabbildungen negativ zu bewerten. Dies kann über eine Maximaldistanz zur Punktposition gewährleistet werden.

4.6 Evaluierung der Objektausleuchtung

Neben einer möglichst hohen und über den Ort gleichmäßigen Auflösung ist insbesondere die bestmögliche Ausnutzung der verfügbaren Ultraschalleistung über die abzubildende Region von Interesse. Für jede Emission eines Senders wird die beleuchtete Region von zahlreichen Empfängern unterschiedlicher Position und Ausrichtung vermessen. Dabei kann entsprechend dem Sendefeld des Senders, die Region, auf die der Empfänger ausgerichtet ist, als Empfangsfeld angesehen werden.

Unter Berücksichtigung der Faktoren zur Dämpfung des ausgesandten Pulses und Richtcharakteristik der Sensoren, kann für eine einzelne SEK eine Bewertung durchgeführt werden, die eine Art Sensitivität für das betrachtete Volumen darstellt. Jeder Punkt in diesem Volumen soll möglichst stark beschallt und Reflexionen daraus möglichst gut empfangen werden. Ziel

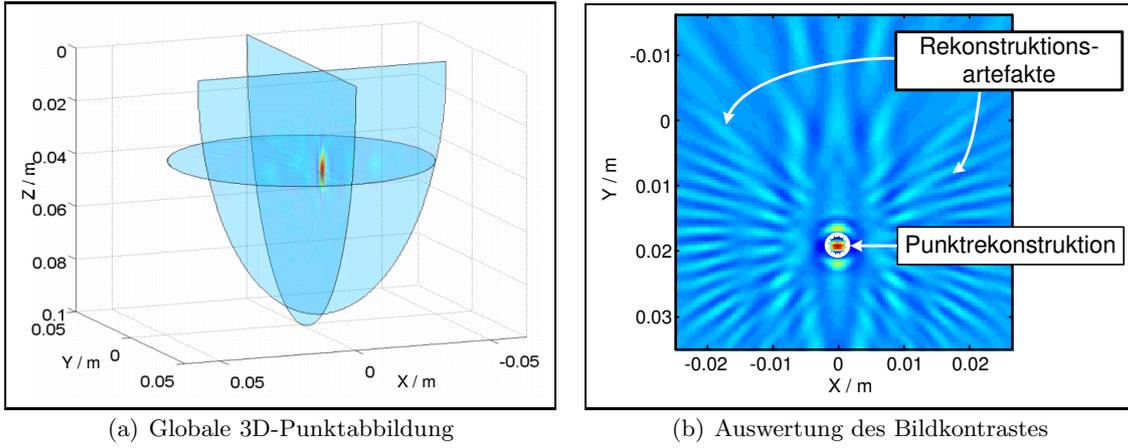


Abbildung 4.7: **Globale 3D-Punktabbildung zur Bewertung des Kontrastes.** Links sind beispielhaft die Bildrekonstruktionen für die Auswertung des Kontrastes einer Punktabbildung entlang der drei Hauptachsen für die gesamte Brust dargestellt. Die Auswertung des Kontrastes erfolgt über eine Kontrastfunktion, die die lokale Region um den aktuell betrachteten Punkt mit den Artefakten im Rest des Bildes in Zusammenhang setzt (rechts).

ist es, die Sensoren derart anzuordnen und auszurichten, dass diese Sensitivität insgesamt maximiert wird. Um für eine bestimmte SEK die Objektausleuchtung zu bestimmen, müssen das Sender- und Empfangsfeld – definiert durch die Sensorcharakteristik – von Sender und Empfänger miteinander multipliziert und abhängig vom Ort noch Ausbreitungsverlust und Dämpfung des Objektes berücksichtigt werden. Für die Auswertung der Objektausleuchtung $\mathcal{O}_{(i,j)}$ einer SEK mit dem Sender an der Position \vec{s}_i und dem Empfänger an der Position \vec{e}_j und der betrachteten Punktemenge innerhalb der Brust $\vec{x}_k \in \mathcal{M}_{\text{Brust}}$ lassen sich die Einflüsse in Senderichtung durch die Funktion η^f und in Empfangsrichtung durch die Funktion η^b aus Gleichung (4.3) beschreiben als

$$\mathcal{O}_{(i,j)} = \sum_{\vec{x}_k \in \mathcal{M}_{\text{Brust}}} \eta^f(\vec{s}_i, \vec{x}_k) \cdot \eta^b(\vec{x}_k, \vec{e}_j). \quad (4.15)$$

Für eine beliebige Menge an SEK \mathcal{M}_{SEK} einer Sensorgeometrie mit N Elementen, wie z.B. derjenigen SEK, für die die Sender-Empfänger-Abstände minimal sind, ergibt sich für die Auswertung der normierten Objektausleuchtung

$$\mathcal{O} = \frac{1}{N} \sum_{\vec{x}_k \in \mathcal{M}_{\text{Brust}}} \sum_{(i,j) \in \mathcal{M}_{\text{SEK}}} \eta^f(\vec{s}_i, \vec{x}_k) \cdot \eta^b(\vec{x}_k, \vec{e}_j). \quad (4.16)$$

Für dieses Resultat werden also die Produkte aus Sende- und Empfangsfeld jeder SEK aufaddiert.

Um die sehr aufwändige Berechnung von mehreren Hunderttausend Schallfeldern in 3D zu umgehen, kann ein Spezialfall ausgenutzt werden. Wenn ohne Ausnahme für jeden der n Sender alle m Empfänger einbezogen werden, kann die Summe über die Menge der SEK in zwei Summen über alle Sender und alle Empfänger aufgetrennt werden

$$\mathcal{O} = \frac{1}{N} \sum_{\vec{x}_k \in \mathcal{M}_{\text{Brust}}} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m \eta^f(\vec{s}_i, \vec{x}_k) \cdot \eta^b(\vec{x}_k, \vec{e}_j). \quad (4.17)$$

Die Berechnung der Sensitivität wird stark vereinfacht, indem die Schallfelder der Sender aufsummiert und mit den aufsummierten Schallfeldern aller Empfänger multipliziert werden

$$\mathcal{O} = \frac{1}{N} \sum_{\vec{x}_k \in \mathcal{M}_{\text{Brust}}} \left(\sum_{i=1}^n \eta^f(\vec{s}_i, \vec{x}_k) \right) \cdot \left(\sum_{j=1}^m \eta^b(\vec{x}_k, \vec{e}_j) \right). \quad (4.18)$$

Die Einschränkung dabei ist, dass einzelne SEK nicht ausgeschlossen werden können. Zum Beispiel ist es nicht möglich, für jeden Sender nur die Empfänger zu berücksichtigen, die auf der Halbseite des Senders positioniert sind, um darüber unscharfe Rückprojektionen zu vermeiden.

4.7 Neue Sensorgeometrie

Die Bestimmung einer optimalen Positionierung sowie Ausrichtung der verfügbaren Sensoren stellt ein hochdimensionales Problem dar, dessen Dimension von der Anzahl der Sender und Anzahl der Empfänger abhängt. Pro Sensor mit seiner (x, y, z) -Position sowie einem dreidimensionalen Richtungsvektor $\vec{n} = [n_x; n_y; n_z]$ gibt es damit sechs Freiheitsgrade. Allgemein entspricht die Dimension des Parameterraums für m Sender und n Empfänger

$$N_{\text{dim}} = 6 \cdot (n + m) \quad (4.19)$$

Freiheitsgraden. Für USCT entspräche dies einer Dimension von $N_{\text{dim}} = 6 \cdot (1536 + 384) = 11520$, was nicht mehr handhabbar ist. Die Berücksichtigung von Fehlerquellen, Störeinflüssen bzw. Rauschen würde diesen Parameterraum weiter vergrößern. Diese werden deswegen für die Untersuchung einer optimierten Sensorgeometrie nicht berücksichtigt, um zu wiederholende Durchläufe zu vermeiden.

Aktuell sind die Sensoren in 48 TAS-Köpfen gruppiert, wodurch diese Dimensionalität bereits auf $6 \cdot 48$ stark verkleinert wird. Die aktuelle Form der TAS-Köpfe mit einer achtmal größeren Höhe als Breite ist jedoch unflexibel bezüglich der Besetzung von runden Körpern, wie z.B. einer Halbkugel. Aus diesem Grund und auch bedingt durch eine neue Datenaufnahme-Hardware mit einer auf 480 erhöhten Anzahl an parallelen Aufnahmekanälen sind neue TAS-Formen evaluiert worden, die insgesamt kleinere sowie rechteckige und quadratische Ausmaße haben. Ein quadratischer TAS-Kopf hat den Vorteil, dass ein gleicher Beitrag zum Bild in vertikaler wie auch horizontaler Richtung gegeben ist. Des Weiteren kann durch eine Änderung der Verhältnisse zwischen der Anzahl an Sendern und der Anzahl an Empfängern auf einem TAS-Kopf, die Anzahl an SEK beeinflusst werden. Diese wird maximiert, wenn die Anzahl an Sendern und Empfängern gleich ist. Aktuell sind viermal mehr Empfänger als Sender installiert, die in ca. 600 000 SEK resultieren. Würden die aktuell 1920 Sensoren gleichmäßig in Sender und Empfänger aufgeteilt werden, ergäbe dies ca. 920 000 SEK.

4.7.1 Randbedingung für die Sensorpositionierung

Wie frühere Arbeiten bereits gezeigt haben [65, 92], ist nicht jede einzelne Sensorposition relevant, sondern vielmehr die Grundform der Sensorapertur, d.h. die Positionierung der Sensoren auf einem geometrischen Körper, der die Sensoranordnung repräsentiert. Da diese Arbeiten grundsätzlich von Punktquellen für die Sender- und Empfängercharakteristik ausgehen bzw.

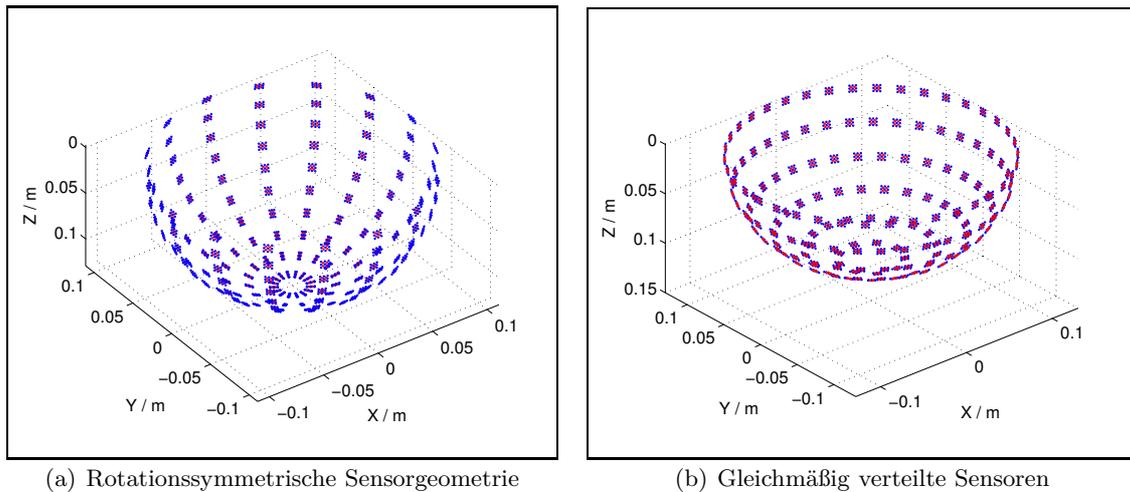


Abbildung 4.8: **Positionierung der Sensoren auf einem Halbellipsoid.** Links ist eine rotationssymmetrische Geometrie dargestellt mit nach unten dichter beieinander liegenden quadratischen TAS-Köpfen. Die Geometrie rechts wurde mit sechs TAS-Schichten erstellt, auf denen jeweils die gleiche Dichte von TAS-Köpfen herrscht.

nur einen Ort in Betracht ziehen, wird über die Ausrichtung der Sensoren jedoch keine Aussage getroffen.

Gesucht ist damit eine parametrisierbare Geometrierstellung, die mit möglichst wenigen Parametern eine große Anzahl möglicher Geometrien abdeckt. Anlehnend an die halbkugelförmigen Sensorgeometrien in [65, 92] wird hier für die Grundform der Sensorpositionierung ein Rotationsellipsoid als Basis gewählt. Damit werden die Fälle einer halbkugelförmigen Geometrie abgedeckt und es sind zusätzlich schalenförmige wie auch vasenförmige Sensorgeometrien möglich. Der Parameterraum eines Rotationsellipsoids ist zweidimensional. Das Zentrum dieses Ellipsoids entspricht dem obersten Mittelpunkt der bisherigen zylindrischen Sensorgeometrie, wo sich der Brustansatz bzw. das Loch der Patientinnenliege befindet. Es bleibt dabei noch die Frage, wie eine gegebene Anzahl an Sensoren auf diesem Ellipsoiden positioniert werden. Eine erste einfache Herangehensweise wäre die Anordnung der Sensoren entlang eines Ellipsenviertels mit anschließender Rotation um die vertikale Achse für eine gewünschte Anzahl von Winkeln (siehe Abb. 4.8(a)). Problematisch ist dabei jedoch, dass sich nach der Rotation, die Sensoren an der Unterseite des Ellipsoids häufen oder im Extremfall überlagern, was bereits aus bautechnischen Gründen unzulässig ist. Ferner steigt dadurch die Sensordichte zur Spitze des Ellipsoids.

Eine gleichmäßige Verteilung einer beliebigen Anzahl von Sensoren ist selbst für den Fall einer Kugelform kein triviales Problem [73] und lässt sich nicht analytisch als Funktion der Anzahl von Sensoren berechnen. Außerdem sollte eine Bevorzugung $w_{XY,Z}$ der Positionierung entlang der Höhe (Z) oder in der horizontalen Ebene (XY) möglich sein, um einer möglichen Rotation der Sensorhalterung bzw. Verschiebung in der Höhe Rechnung zu tragen. Für die Bestimmung der Positionierung von N TAS-Köpfen auf einem beliebigen Halbellipsoid werden in dieser Arbeit die folgenden Schritte durchgeführt:

1. Berechnung der verfügbaren Fläche im Rotationsellipsoiden und der aufsummierten Fläche aller N TAS-Köpfe.

2. Das Verhältnis dieser Flächen wird mit dem Faktor $w_{XY,Z}$ gewichtet und davon abhängig die Anzahl der TAS-Schichten bestimmt.
3. Diese Anzahl definiert die Anzahl der TAS-Elemente auf jeder Schicht.
4. Die TAS-Schichten werden an äquidistanten Stellen entlang der Höhe positioniert und dabei maximal zum nächsthöheren TAS-Ring verschränkt.

Eine über diese Schritte ermittelte Sensorgeometrie ist in Abb. 4.8(b) dargestellt.

4.7.2 Ausrichtung der Sensoren

Aufgrund der Richtcharakteristik der Ultraschallwandler sind deren Ausrichtungen auf die Brust positionsabhängig anzupassen. Durch die Positionierung auf der ellipsoidalen Grundform ist zwar lokal für jeden TAS-Kopf ein Normalenvektor gegeben, der als Richtungsvektor verwendet werden könnte, dieser erweist sich jedoch als suboptimal.

Aus diesem Grund wurde ein numerischer Ansatz entwickelt, über den eine optimale Ausrichtung bezüglich der Objektausleuchtung der Brust berechnet werden kann. Dabei wird diejenige Ausrichtung des Sensors gesucht, für die die Sensitivität aller Punkte innerhalb der Brust unter Berücksichtigung der Brustdämpfung und des Eintrittswinkels maximal ist. Da die modellierte Brust im Zentrum der Sensoranordnung positioniert ist, ist eine Neuausrichtung der initial ins Zentrum ausgerichteten Sensoren in der horizontalen Ebene nicht notwendig. Dies würde die Hauptkeule der Wandler vom Zentrum weg verschieben, was eine Verkleinerung der Transmissionskoeffizienten in die Brust verursacht (siehe Gleichung (4.12)) und dadurch eine schlechtere Objektausleuchtung der Brust gegeben ist. Die Neuausrichtung findet deswegen ausschließlich für den vertikalen Normalenvektor statt, womit diese Berechnung lediglich für jede einzelne TAS-Schicht einmalig durchzuführen ist.

Limitiert durch die Ausrichtungen, die jeweils aus dem Sichtwinkel des Sensors den vertikalen Querschnitt durch die Brust begrenzen, wird für eine feste Anzahl an Ausrichtungen eine Bewertung durchgeführt, siehe Abb. 4.9. In erster Linie sind für diese Ausrichtungen die Längen der Strecken innerhalb der Brust von Interesse. Je länger die Strecke z_i innerhalb der Brust, desto mehr Gewebe wird vom Hauptstrahl des Sensors erfasst. Ein zweiter relevanter Punkt ist der Eintrittswinkel $\theta_e^{(i)}$ in die Brust, der wesentlich zum Transmissionskoeffizienten T_i beiträgt (Gleichung (4.12)).

Wird die Ausrichtung des TAS-Kopfes auf den i -ten Sichtwinkel φ_i festgelegt, entsprechen alle anderen $N - 1$ Sichtwinkel φ_j ($j \neq i$) einem Winkel, der von der Hauptkeule abweicht

$$\boldsymbol{\gamma}_i = [|\varphi_1 - \varphi_i|, |\varphi_2 - \varphi_i|, \dots, |\varphi_N - \varphi_i|] . \quad (4.20)$$

Diese Sichtwinkel müssen für die Bewertung demnach zusätzlich mit der eindimensionalen Sensorcharakteristik $p(\boldsymbol{\gamma}_i, 0)$ aus Gleichung (4.7) gewichtet werden. Um eine Ausrichtung des TAS-Kopfes zu ermitteln, für die die Brust bestmöglich ausgeleuchtet wird, müssen die Kriterien der Weglängen z_i , der Transmissionskoeffizienten in die Brust T_i und die Sensorcharakteristik zusammengeführt werden

$$w(\varphi_i) = \sum_{j=1}^N p(|\varphi_i - \varphi_j|, 0) \cdot z_j \cdot T_j . \quad (4.21)$$

Derjenige Sichtwinkel φ_i , der $w(\varphi_i)$ maximiert, dient schließlich als Ausrichtung des aktuell betrachteten TAS-Kopfes eines TAS-Ringes.

4.8 Bewertung einer Sensorgeometrie

Unter Vorgabe der Halbachsen für die Platzierung der Sensoren sowie deren Anzahl wird für unterschiedliche Punkte innerhalb des Brustmodells die Auflösung und der Kontrast ermittelt. Aufgrund des hohen Rechenaufwands für diese Bewertungen, musste die Anzahl dieser zu evaluierenden Positionen niedrig gehalten werden. Es wurde ein Punktabstand von 1,9 cm in der horizontalen Ebene wie auch in vertikaler Richtung gewählt, um das Brustmodell gleichmäßig abzutasten und diese Positionen nicht exakt auf die Grenze zwischen Brust und Wasser zu platzieren. Für die in dieser Arbeit gewählte Brustgröße mit einer Höhe von 10 cm (Halbachse a) und einem Durchmesser am oberen Rand von 10 cm (Halbachse $b = 5$ cm) ergeben sich dadurch 42 Positionen für die Auswertung, siehe Abb. 4.10. Da die Sensoranordnung nicht rotationssymmetrisch ist, kann diese Anzahl nicht generell auf ein Teilstück der Brust eingeschränkt werden.

Für die Evaluierung der Objektausleuchtung können durch die erwähnte vereinfachte Berechnung⁴ bzw. durch die Vorberechnung von Schallfeldern eine wesentlich höhere Anzahl von Punkten untersucht werden. Diese wurden in einem brustumfassenden Raster von $32 \times 32 \times 32$ Punkten angeordnet, was einem Punkteabstand von 3,1 mm entspricht.

4.9 Wesentliche Ergebnisse des Kapitels

Die Notwendigkeit einer Simulationsumgebung für die Bestimmung und Evaluierung einer neuen Sensorgeometrie wurde erörtert. Die für diese Arbeit implementierte Simulationsumgebung hat zum Ziel, für eine gegebene Sensorgeometrie und ein definiertes Brustmodell künstliche Messungen zu generieren, um die Sensorgeometrie bezüglich des Auflösungsvermögens, des Bildkontrastes und der Objektausleuchtung bewerten zu können. Die Art der Simulation basiert auf einem linearen System wie es für die Bildrekonstruktion in Kapitel 2.4.1 eingeführt wurde. Über die Generierung der Messungen werden für einen gegebenen Punktstreuer die Ankunftszeiten der Reflexionspulse aller SEK der gegebenen Sensorgeometrie berechnet wie auch Einflüsse auf die Amplitude des Pulses. Diese Einflüsse umfassen die Sensorcharakteristik der vorgegebenen Sensoren, den geometrischen Ausbreitungsverlust, die Dämpfung durch die modellierte Brust und eine mögliche materialabhängige Richtcharakteristik des Punktstreuers. Die Methoden für die Evaluierung des Auflösungsvermögens, des Bildkontrastes und der Objektausleuchtung für einen gegebenen Punkt wurden eingeführt und beschrieben. Für eine gegebene Sensorgeometrie werden für eine festgelegte Anzahl an Punkten im Brustmodell Messungen simuliert und die Abbildungseigenschaften über diese Methoden bewertet.

Die Bestimmung einer Sensorgeometrie stellt ein hochdimensionales Problem dar, das mit heutigen Mitteln nicht berechenbar ist. Aus diesem Grund wurde eine Reduktion des Parameterraums durchgeführt. Durch die Beschränkung der Sensorpositionen auf einen geometrischen Grundkörper (Rotationsellipsoiden) mit einer zusätzlichen Ausrichtung der Sensoren zur Maximierung der Sensitivität konnte dieses Problem auf zwei Dimensionen beschränkt werden.

⁴Für den Fall, dass keine SEK ausgeschlossen werden.

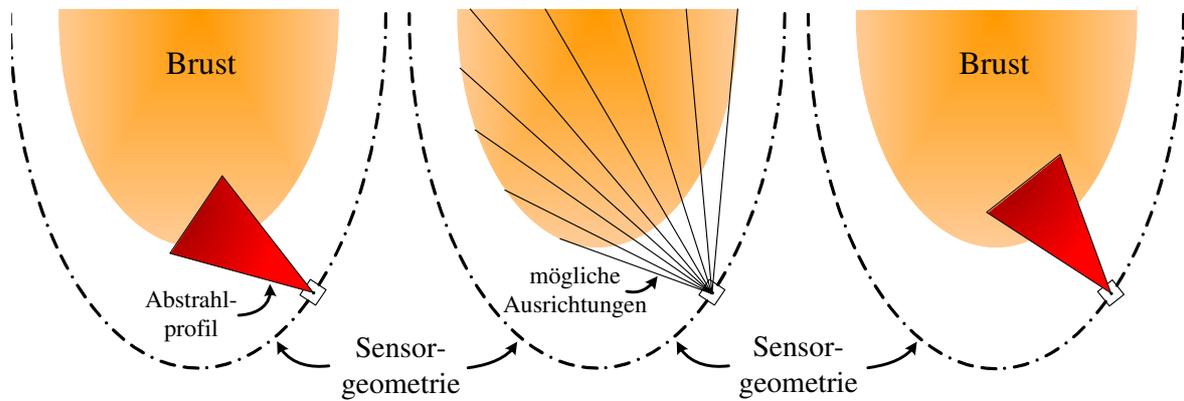


Abbildung 4.9: **Optimierung der Sensorausrichtung.** Links ist eine suboptimale Ausrichtung des betrachteten TAS-Kopfes definiert durch die Ellipsennormale zu sehen. In der Mitte sind symbolisch die möglichen Ausrichtungen des TAS-Kopfes dargestellt, die für eine Neuausrichtung bezüglich einer maximalen Objektausleuchtung evaluiert werden. Diejenige Ausrichtung, die dieses Kriterium maximiert, wird als neue Ausrichtung für alle TAS auf dieser Höhe ausgewählt.

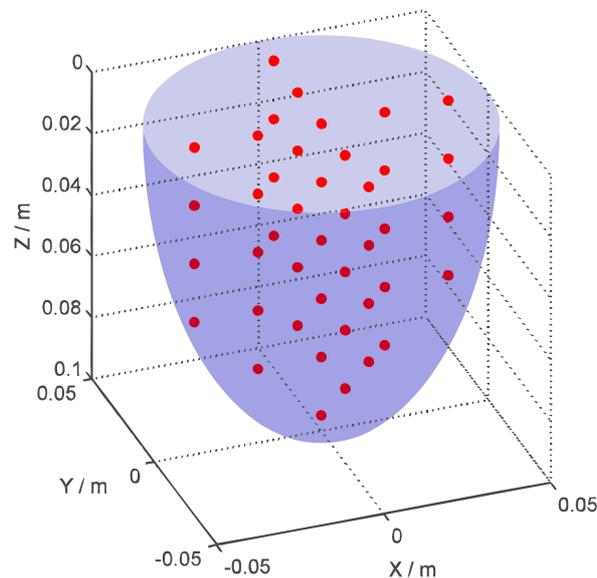


Abbildung 4.10: **Positionen zur Evaluierung der Auflösung und des Bildkontrastes.** Dargestellt sind die modellierte Brust sowie die entlang der Hauptachsen angeordneten Positionen, für die die Auflösung und der Bildkontrast ausgewertet werden.

5 Methoden zur Verbesserung der Bildqualität

5.1 Einleitung

In Kapitel 2.4.1 wurde erläutert, dass für die hier eingesetzte Bildrekonstruktion die notwendige Anzahl an Sensoren, insbesondere für die 3D-Abbildung, sehr hoch sein muss, um Rekonstruktionsartefakte zu unterdrücken. Eine derart hohe Anzahl an Wandlern ist für den aktuellen wie auch für den Nachfolger des 3D-USCT aus Kosten- und bautechnischen Gründen nicht vorgesehen, weshalb in den rekonstruierten Bildern mit Artefakten zu rechnen ist.

In diesem Kapitel werden unterschiedliche Methoden zur Bildverbesserung beschrieben. Diese können, wie bereits in Kapitel 2.4 exemplarisch gezeigt, vor der Bildrekonstruktion auf der Signalebene durch eine Datenvorverarbeitung stattfinden.

Ferner wird ein neues Verfahren für die Bildrekonstruktion vorgestellt, mit dem es auf Basis statistischer Methoden möglich ist, Fehlerquellen, die bei solch einem System inhärent sind, adäquat zu berücksichtigen.

5.2 Stand der Technik

Methoden um die Bildqualität eines bildgebenden Systems zu verbessern beruhen auf unterschiedlichen Ansätzen. Für den Fall, dass der Bildrekonstruktionsalgorithmus gegeben ist, wird versucht, die Qualität der Daten für die Bildrekonstruktion zu verbessern. Für die Reflexionstomographie betrifft dies insbesondere die präzise Bestimmung des Ankunftszeitpunktes eines Reflexionspulses sowie allgemein die Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR), wie z.B. über einen *matched filter* (Kapitel 2.4.2). Dem gegenüber steht die Entwicklung von verbesserten Rekonstruktionsalgorithmen, die mehr Informationen aus den Daten extrahieren bzw. durch eine verbesserte Modellierung der beteiligten Komponenten des bildgebenden Systems eine höhere Bildqualität zu erzielen versuchen. Als fortgeschrittene Methode zur Bildrekonstruktion stellt sich die Diffraktionstomographie dar [85], die jedoch aus Gründen der Komplexität wie auch der notwendigen präzisen Kenntnis aller Systemparameter für den 3D-USCT bislang ausgeschlossen ist. Alternativ zu dieser Rekonstruktion wird versucht, mit Hilfe stochastischer Methoden die Bildrekonstruktion robuster bezüglich vorkommender Fehlerquellen zu gestalten.

5.2.1 Entfaltung auf Signalebene

Wie in Kapitel 2.4.1 beschrieben, besteht das Ziel bei der Datenaufnahme darin, möglichst kurze Pulse (Dirac-Impulse) auszusenden und über die durch diese Anregung erhaltene Gewebewebantwort das Objekt zu rekonstruieren. Der gesamte Aufnahmeprozess kann vereinfachend als lineares System beschrieben werden (siehe Kapitel 2.4.1). Dieses stellt sich als Faltung zwischen dem eigentlichen Dirac-Impuls und der sogenannten Systemantwort dar, siehe Abb. 5.1.

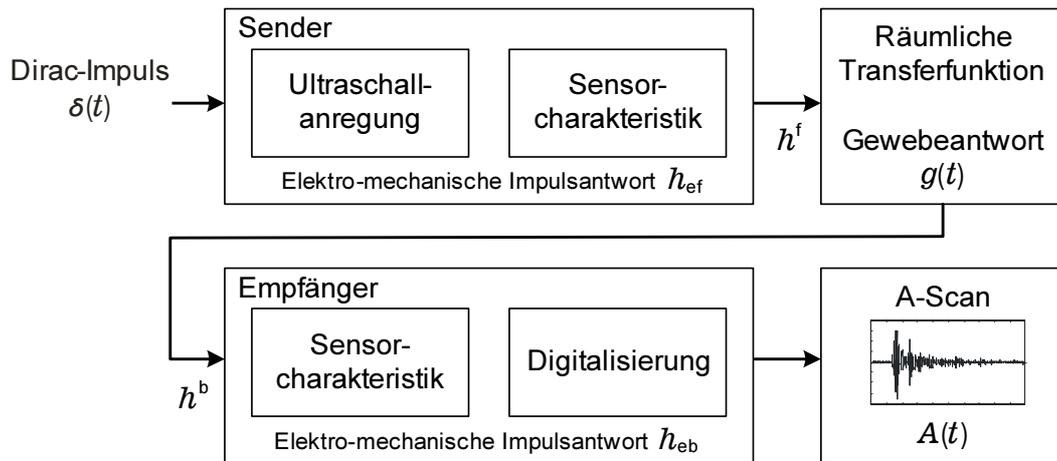


Abbildung 5.1: **Modellierung des Messvorgangs des 3D-USCT als lineares System.** Der mit einem Dirac-Impuls angeregte Sender erzeugt einen Ultraschallpuls $p(t)$, der mit dem Objekt interagiert. Diese Interaktion resultiert in der Gewebeantwort $g(t)$, die vom Empfänger digitalisiert und als A-Scan $A(t)$ abgespeichert wird.

Kann die in der Systemantwort zusammengefasste Übertragungsfunktion der Sensoren und die räumliche Übertragungsfunktion ermittelt werden, so kann diese Systemantwort dazu benutzt werden, um an den Stellen der Ankunftszeitpunkte der Reflexionen Dirac-Impulse zu rekonstruieren [39, 79]. Wie in Abb. 5.1 dargestellt und in Kapitel 2.4.1 beschrieben, lässt sich das Aufnahmesignal $A(t)$ als Faltung einer der beteiligten Systemkomponenten (h_{ef} , h_{ef}), der räumlichen Übertragungsfunktionen (h^f , h^b) und der Gewebeantwort $g(t)$ beschreiben. Der Rückschluss auf die Dirac-Impulse in der Gewebeantwort wird dementsprechend als Entfaltung bezeichnet¹. Die Entfaltung entspricht im Fourierraum einer Inversion, was das Problem aufwirft, dass bestimmte Frequenzanteile, deren Energieanteil im Spektrum nahe Null ist, sehr stark angehoben werden und dadurch das entfaltete Signal verzerren. Deshalb muss ein Regularisierungsparameter bestimmt werden, der dem SNR-Wert des Systems entspricht, wie es beispielsweise im Wiener-Filter realisiert ist [89].

Weitere Methoden basieren darauf, das System derart anzuregen, dass sich die Signale besser vom Rauschen differenzieren lassen, oder um am Empfänger eine gewünschte Signalform zu erhalten. Sofern das System es erlaubt, ausgedehnte Pulse auszusenden, kann eine frequenzmodulierte Anregung des Senders mit einer anschließenden Entfaltung zu einem verbesserten SNR-Wert führen [48, 60]. Die Modellierung des Messvorgangs als lineares System erlaubt es ferner über die Analyse der Systemantwort einen Vorfilter auf die eigentlich zu emittierende Signalform anzuwenden, um darüber gewünschte, wie z.B. möglichst kurze, Pulsformen am Empfänger zu erhalten (inverse Anregung). Eine Übersicht über diese und weitere Methoden ist in [76] zu finden.

Diese Methoden sind für den Einsatz im 3D-USCT insofern problematisch, dass bei den gemessenen Reflexionspulsen die Pulsverzerrungen nicht einheitlich sind, sondern vom Abstrahlwinkel, vom Objekt, vom Empfangswinkel sowie von den Charakteristiken der fast 2000 verbauten Ultraschallwandler abhängen. Um eine Entfaltung dieser Einflüsse durchzuführen,

¹Englisch: *Deconvolution*

müsste demnach der Ort des Streuers und seine Beschaffenheit bekannt sein, was nicht gegeben ist. Damit wird eine einwandfreie Entfaltung über eine statische Systemantwort nicht möglich sein.

Für die Anwendung im 3D-USCT ist es zudem von Interesse, eventuelle Frequenzverzerrungen, die durch das Objekt verursacht wurden, durch die Signalvorverarbeitung zusätzlich zu extrahieren. Diese Information kann z.B. für ein Abbild der Dämpfung des Objektes herangezogen werden [69].

5.2.2 Stochastische Bildrekonstruktion

Um die Bildrekonstruktion aus verrauschten Messungen und unpräziser Kenntnis von Systemparametern robuster zu gestalten, können stochastische Methoden eingesetzt werden, die Modelle des Bildgebungsprozesses sowie der Rauscheinflüsse in die Bildrekonstruktion einbeziehen [40]. Lingvall hat sich in seiner Dissertation mit der zweidimensionalen Bildgebung einer linearen Sensoranordnung mittels SAFT beschäftigt und einen stochastischen Ansatz hergeleitet, über den insbesondere Rekonstruktionsartefakte unterdrückt werden können [50]. Als Basis für diese stochastische Methode dient die Umformulierung des SAFT-Algorithmus in einen Matrix-Formalismus, in dem die aufgenommenen Messungen, das zu rekonstruierende Bild wie auch die räumlich variierende Übertragungsfunktion des Systems zusammengefasst sind. Auf Basis dieses Formalismus wird die Bildrekonstruktion als stochastisches Problem angesehen, über das die Streustärke an jedem Punkt der in der Matrix repräsentierten Bildpunkte geschätzt wird. Unter der Bedingung, dass die Messfehler gaußverteilt sind, wird dieses Problem über den Satz von Bayes als mehrdimensionale Gaußverteilung repräsentiert. Diese kann schließlich über klassische Schätzmethoden aus der Bayes'schen Schätztheorie, wie der Maximum-A-Posteriori-Schätzung oder nach dem Schätzverfahren der kleinsten mittleren Fehlerquadrate gelöst werden, was nach Umformulierungen auf das Lösen von Gleichungssystemen hinausläuft.

Während für den zweidimensionalen Fall und für eine kleine Anzahl an Sensoren die Matrix-Formulierung von SAFT gut handhabbar ist, gilt dies für den dreidimensionalen Fall und mehrere Tausend Sensoren nicht mehr. Lingvall gibt an, dass für 16 A-Scans mit einer Länge von 1000 Abtastpunkten sowie eine Bildgröße von 100×50 die Matrix eine Dimension von 16000×5000 aufweist. Für das hier betrachtete System ist ein Vorhalten aller Daten wie auch aller Bildpunkte in einer Matrix aktuell nicht möglich. Ferner wurde zwar Rauschen auf der Signalamplitude berücksichtigt, jedoch kein Rauschen hinsichtlich der Ankunftszeit von Pulsen, die z.B. durch Pulsverzerrungen und Abweichungen zwischen angenommener Sensorpositionierung und Schallgeschwindigkeit und den tatsächlichen Werten verursacht werden. Zeitliche Fehler verursachen eine starke Degradierung der Bildqualität, da sich dadurch die Rückprojektionen nicht konstruktiv überlagern.

5.3 Signalvorverarbeitung

Die Notwendigkeit einer Datenvorverarbeitung für den 3D-USCT wurde bereits in Kapitel 2.4 diskutiert und anhand von Bildern demonstriert. Das Verwenden der Rohdaten für die Bildrekonstruktion ist aus Gründen der bautechnischen Präzision der Sensorhalterung und Anordnung und Ausrichtung der Sensoren wie auch durch Ungenauigkeiten der Kennt-

nis über die Temperaturverteilung (Schallgeschwindigkeit) im Koppelmedium Wasser und im abzubildenden Objekt nicht möglich. Das macht eine Signalvorverarbeitung unumgänglich.

Im Folgenden wird eine Methode zur Kompensation der Übertragungsfunktion des Systems präsentiert wie auch ein darauf aufbauender Verarbeitungsschritt, um die Bildrekonstruktion robuster zu gestalten.

5.3.1 Modell-basierte Pulsdetektion

Um den Beginn eines möglicherweise durch Sensorcharakteristik und Gewebe verzerrten Pulses zu bestimmen, kann keine Maximumbestimmung durchgeführt werden.

Für eine präzise Bestimmung des Pulsbeginns einer Ultraschallreflexion ist es notwendig, die Mittenfrequenz und die Bandbreite des Pulses zu ermitteln. Dafür kommt ein Algorithmus zum Einsatz, der ursprünglich für die Kompression von Ultraschallpulsen entworfen wurde [15, 75]. Über die Charakterisierung von Ultraschallpulsen über den Parametersatz eines Pulsmodells kann ein A-Scan, der üblicherweise weit weniger Reflexionspulse als Abtastpunkte aufweist, auf einen Bruchteil seiner Größe komprimiert werden. Ultraschallpulse werden dabei als gauß'sche Echos über einen Parametervektor beschrieben, der die Bandbreite α , die Amplitude A , die Mittenfrequenz f_c , die Phase Λ und die Ankunftszeit des Pulsmaximums τ enthält

$$p(t) = Ae^{-\alpha(t-\tau)^2} \cos(2\pi f_c(t - \tau) + \Lambda) . \quad (5.1)$$

Die Kenntnis der Parameter, die einen Ultraschallpuls vollständig beschreiben, erlaubt zusätzlich die präzise Bestimmung des Pulsbeginns, welcher für die Reflexionstomographie wesentlich ist. Dieser Algorithmus wurde für unser System um eine schnelle Vorverarbeitung erweitert und hinsichtlich unserer eingesetzten Pulsform angepasst, damit sie effizient eingesetzt werden kann [101, 110].

Die Parameterschätzung erfolgt im Zeit-Skalen-Raum mittels der Wavelet-Transformation, die gegenüber der klassischen Fenster-Fourier-Transformation² den Vorteil aufweist, gleichzeitig unterschiedliche Zeit- und Frequenzauflösungen zu bieten [47]. Für die Wavelet-Transformation ist ein kurzer Puls – ein sogenanntes Wavelet – vorzugeben. Die Wahl des Wavelets ist applikationsspezifisch. Für Ultraschall-Anwendungen hat sich dafür ein sogenanntes Morlet-Wavelet als vorteilhaft erwiesen, da es einem Ultraschallpuls ähnelt, siehe Abb. 5.2(a). Dieses wurde um einen zusätzlichen Parameter für die Phase des Wavelets erweitert, um die Mittenfrequenz in dem Pulsmodell schätzen zu können [14]. Auf Basis dieser mit dem erweiterten Wavelet modifizierten Wavelet-Transformation wurde ein zweistufiger Algorithmus entwickelt, der im ersten Schritt die Ankunftszeit τ des Pulsmaximums, die Amplitude A und die Mittenfrequenz f_c bestimmt. Diese Parameter werden über eine gradientenbasierte Maximumsfindung im Betrag der Wavelet-Transformation ermittelt. Nach der Schätzung dieser Parameter wird in einem zweiten Schritt die Phase Λ und die für die Bestimmung des Pulsbeginns wesentliche Bandbreite α bestimmt. Aus diesen geschätzten Parametern einer Reflexion lässt sich schließlich die für die Reflexionstomographie wesentliche Ankunftszeit des Pulsbeginns ermitteln. Über die Parametrisierung ist dieser Wert nicht direkt gegeben, sondern muss ausgehend von der Bandbreite und dem Zeitpunkt des Pulsmaximums angenähert werden. Experimentell wurde die Ankunftszeit des Pulsbeginns als der 2 %-Anstieg des Pulsmaximums der rekonstruierten Reflexion bestimmt, wie beispielhaft in Abb. 5.2(b) zu sehen

²Englisch: *Short-Time-Fourier-Transform*

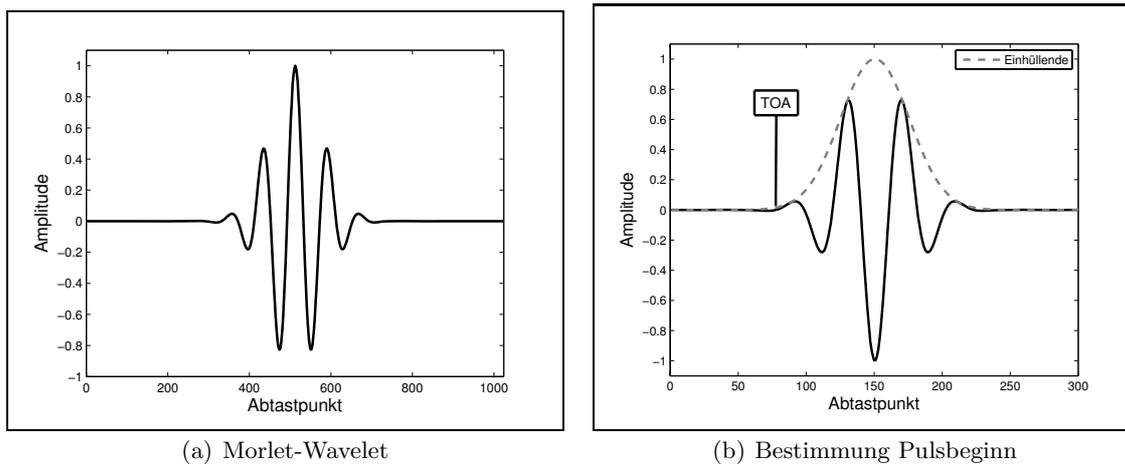


Abbildung 5.2: **Morlet-Wavelet und Bestimmung des Pulsbeginns.** Links ist das Morlet-Wavelet dargestellt, das für die Wavelet-Transformation verwendet wird. Rechts ist die Rekonstruktion einer Reflexion aus den ermittelten Parametern abgebildet. Der Zeitpunkt des Pulsbeginns (TOA, time of arrival) wird als der 2 %-Anstieg des Pulsmaximums definiert (adaptiert aus [110]).

ist.

Die Charakterisierung aller Reflexionspulse in einem A-Scan erfolgt in zwei Schritten. Im ersten Schritt werden über eine Klassifikation diejenigen Bereiche im A-Scan ausgewählt, die Reflexionen aufweisen. Aus diesen Bereichen erfolgt eine Selektion einzelner Reflexionen, die in die Parameterschätzung eingehen. Sind die Parameter aller Reflexionen in einem A-Scan ermittelt worden, wird ein A-Scan aus diesen Daten rekonstruiert und vom ursprünglichen A-Scan subtrahiert. Dieser Prozess wird schließlich mit einer festgelegten Anzahl an Iterationen wiederholt, um überlagerte Pulse oder bei der Selektion versäumte Pulse zu berücksichtigen. Abb. 5.3 zeigt das Ablaufdiagramm für diese Verarbeitung.

Klassifikation und Selektion

Die Parameterschätzung erwartet einzelne Ultraschallreflexionen, die über eine Vorauswahl zur Verfügung gestellt werden müssen. Übliche Schwellwertmethoden zur Trennung zwischen Signal und Rauschen können aktuell nicht eingesetzt werden, da die A-Scans des 3D-USCT mit starken Störsignalen in einem Frequenzbereich bis 1,7 MHz überlagert sind. Dies machte eine aufwändigere Methode zur Bestimmung derjenigen Bereiche im A-scan notwendig, in denen Reflexionen erwartet werden. Dazu wurde ein Klassifikator entwickelt, der in einem ersten Schritt den A-Scan binär in Signal- und Nicht-Signal-Bereiche einteilt. Um eine möglichst hohe Spezifität des Klassifikators zu erzielen, findet die Klassifikation im Zeit-Skalen-Raum statt und es kommt zusätzlich ein an die Pulsform angepasstes Wavelet zum Einsatz [16, 17, 110]. Da in den positiv klassifizierten Bereichen mehrere Pulse auftreten können (Abb. 5.4 oben), müssen danach über eine zusätzliche Selektion einzelne Bereiche mit möglichst nur einem Puls extrahiert werden.

Welcher Klassifikator für diese Aufgabe geeignet ist, wurde über WEKA – eine Werkzeug-Sammlung für maschinelles Lernen – ermittelt [84, 90]. Dafür wurde ein Datensatz mit 9000

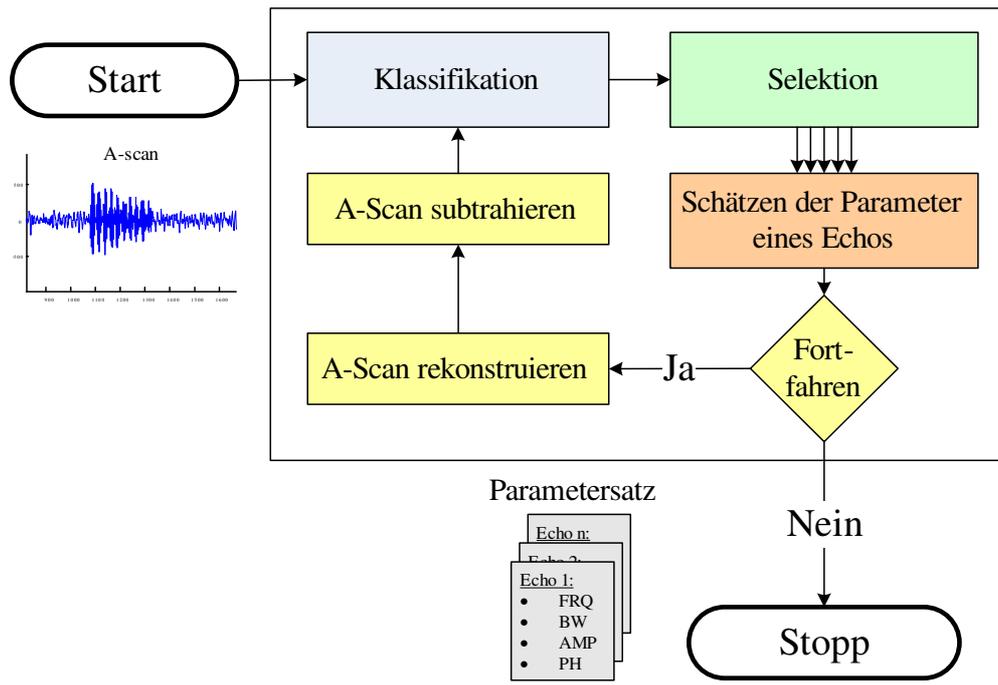


Abbildung 5.3: **Übersicht über den Ablauf der Pulsdetektion für einen A-Scan.** Zu Beginn wird der A-Scan mit einem Klassifikator verarbeitet, der einen binären Vektor der gleichen Länge ausgibt und Vorkommen von Reflexionen und Rauschen repräsentiert. Mit Hilfe einer Selektion werden über diesen Vektor einzelne Reflexionen extrahiert und an die Parameterschätzung übergeben. Am Schluss wird aus allen Parametern ein A-Scan rekonstruiert und vom ursprünglichen A-Scan subtrahiert. Dieser Vorgang kann wiederholt werden, um überlagerte Reflexionen zu erfassen.

Merkmalsvektoren erstellt, der Beispiele von Rauschen unterschiedlicher Empfänger und Reflexionen aus unterschiedlichen A-Scans beinhaltet. Aus einer Leermessung kann solch ein Datensatz generiert werden, da das zeitliche Auftreten von Transmissionspulsen berechnet werden kann und damit auch A-Scan-Bereiche zur Verfügung stehen, in denen ausschließlich Rauschen und Störsignale vorkommen. Ein Merkmalsvektor besteht hierbei aus einem zeitlichen Bereich von 30 Abtastpunkten ($3 \mu s$), von dem die 30 höchstwertigen Koeffizienten der daraus berechneten Wavelet-Transformation ausgewählt werden.

Die Bewertung und Auswahl eines geeigneten Klassifikators erfolgte über die sogenannte Blasen-synthese (*bubble synthesis*), die bezüglich eines Trainingsdatensatzes eine Vielzahl von Klassifikatoren iterativ evaluiert und den besten in der Liste wie eine Blase nach oben steigen lässt [61]. Als Klassifikator mit guter Leistung und zusätzlich niedrigem Rechenaufwand hat sich der alternierende Entscheidungsbaum erwiesen. Dieser klassifiziert abhängig von einzelnen Koeffizienten mit dazugehörigen Schwellwerten über *if-else*-Konstrukte, ob der aktuell betrachtete zeitliche Bereich einen Reflexionspuls enthält oder nicht.

Nach der Klassifikation müssen Bereiche, die länger als ein typischer Puls sind, in kleinere Bereiche aufgetrennt werden. Dies erfolgt über lokale Minima eines Maßes, das sich über einen Koeffizienten der Wavelet-Transformation mit hoher zeitlicher Auflösung berechnet (Abb. 5.4

unten).

Die Bewertung der Leistung des Klassifikators wurde mit WEKA über eine Evaluierung (10-fach Kreuzvalidierung und 50:50-Aufteilung des Datensatzes) durchgeführt, mit dem Ergebnis, dass 95,7 % des Testdatensatzes korrekt klassifiziert wurden [110]. Die Verwendung des angepassten Wavelets hatte gegenüber der Klassifizierung mit dem Morlet-Wavelet (82,4 %) eindeutig Vorteile. Ergebnisse aus der Evaluierung der Parameterschätzung der Pulsdetektion sind in Abb. 5.5 zu sehen.

5.3.2 Weiterverarbeitung nach der Pulsdetektion

Die Bestimmung des Pulsbeginns jeder Reflexion reduziert die Messungen auf die wesentliche Information für die Reflexionstomographie, einen über die Abtastfrequenz beschränkten Dirac-Impuls, der einen räumlichen akustischen Impedanzunterschied zeitlich codiert. Dennoch ist auch dieser Schritt fehlerbehaftet und beseitigt nicht andere mögliche Fehlerquellen, welche dazu führen, dass sich die Rückprojektionen nicht genau an der Position des Streuers überlagern.

Um diesen Fehlerquellen zu begegnen, könnte für die Bildrekonstruktion der Dirac-Impuls um einen Faktor entsprechend des angenommenen Ausmaßes an Unsicherheit verbreitert werden. Das würde zu besseren Überlappungen der Rückprojektionen führen, verschlechtert jedoch in gleichem Maße die Schärfe der Abbildung. Anlehnend an die Arbeit von Norton und Linzer [66], in der für die Rückprojektion eine optimale³ Pulsform vorgeschlagen wird, könnte hier durch Faltung der Dirac-Impulse mit diesem für die Bildrekonstruktion optimalen Puls (Gleichung (3.13)) der Problematik des Schärfeverlustes begegnet werden.

Die Verwendung dieses Pulses hat den Vorteil, dass vom Pulsmaximum ein scharfer Abfall gegeben ist und außerdem negative Komponenten enthalten sind, die bei der Bildrekonstruktion zu Auslöschungen der Rekonstruktionsartefakte führen. Die Idee ist nun hierbei, den Sinc-Puls (Gleichung (3.14)) abhängig von den gegebenen Unsicherheiten bei der Datenaufnahme und Signalvorverarbeitung in der Breite zu skalieren, um Überlagerungen der Rückprojektionen zu ermöglichen und dennoch den Schärfeverlust so gut wie möglich zu kompensieren.

Ist eine zeitliche Unschärfe σ_t hinsichtlich der Pulsdetektion sowie der Ungenauigkeiten im System bekannt oder ermittelt, kann diese beispielsweise verwendet werden, um die Nulldurchgänge der Sinc-Funktion $\text{sinc}(t)$ festzulegen. Für die Anwendung auf einen diskreten A-Scan ist eine diskrete Repräsentation des Faltungspulses gesucht. Dafür werden die Parameter t und f_{\max} der Gleichung (3.13) zum optimalen Puls folgendermaßen angepasst. Die Zeit t lässt sich über die Abtastfrequenz f_s in eine diskrete Zahl $k \in \mathbb{Z}$ umrechnen, $k = t \cdot f_s$. Der Parameter f_{\max} , der ursprünglich für die Maximalfrequenz im emittierten Puls stand, wird hierbei an die zeitliche Unschärfe des Systems angepasst, $f_{\max} = 1/\sigma_t$. Damit ergibt sich für Gleichung (3.13) die folgende diskrete Formulierung

$$p_{\text{sinc}}(k) = 2 \cdot \text{sinc}\left(2 \cdot \frac{k}{\sigma_t \cdot f_s}\right) - \text{sinc}\left(\frac{k}{\sigma_t \cdot f_s}\right)^2. \quad (5.2)$$

Abb. 5.6 zeigt Beispiele der diskreten Realisierung des an unterschiedliche zeitliche Unschärfen σ_t angepassten Pulses.

³Optimal im Sinne des untersuchten Auflösungsvermögens.

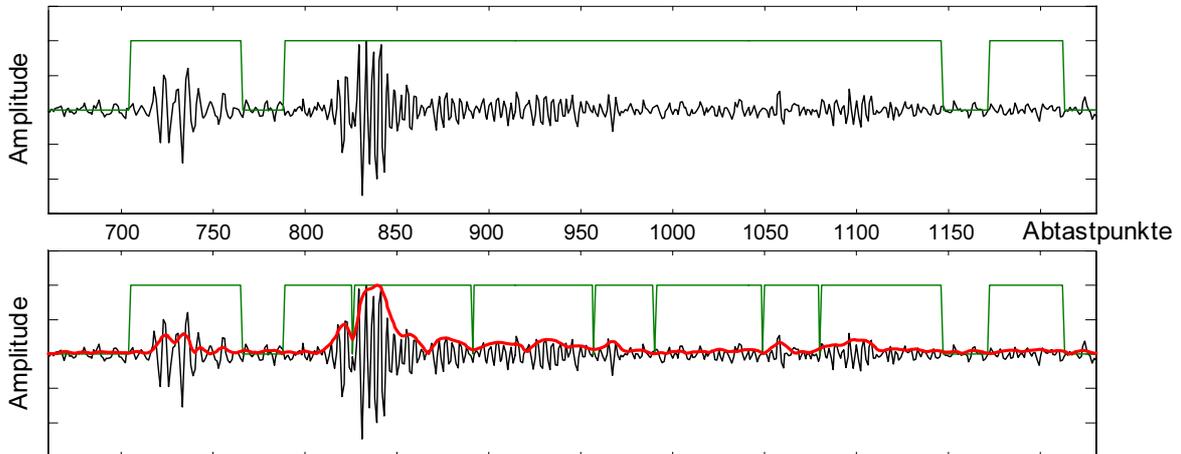


Abbildung 5.4: **Klassifikator und Selektion.** Oben ist ein A-Scan mit der binären Ausgabe des Klassifikators dargestellt, der Rauschbereiche von Bereichen mit Reflexionen trennt. Diese Bereiche werden einzeln der Parameterschätzung übergeben. Diese ist ausschließlich für einzelne Pulse ausgelegt, weswegen für ausgedehnte, positiv klassifizierte Bereiche eine Selektion von Unterbereichen durchzuführen ist. Die Selektion einzelner Reflexionspulse erfolgt über ein Maß, an dessen Minima – unter der Bedingung einer Mindestlänge – Unterbereiche abgegrenzt werden. Dieses Maß entspricht einem Wavelet-Koeffizienten, der eine Art Einhüllende wider spiegelt und ist bereits durch den Klassifizierungsschritt gegeben. Der Verlauf dieses Maßes ist im unteren Bild als rote Linie dargestellt [110].

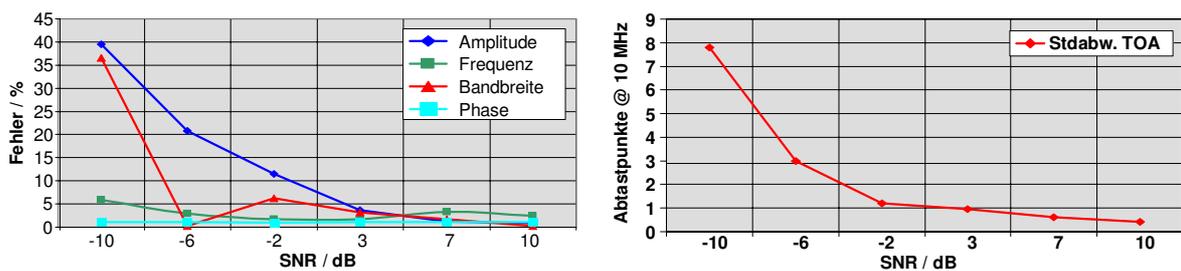


Abbildung 5.5: **Evaluierung der Pulsdetektion.** Das linke Diagramm zeigt den über Simulationen ermittelten Schätzfehler bezogen auf die Parameter des Pulsmodells für unterschiedliche SNR-Werte, ausgenommen der TOA-Bestimmung. Die Auswertungen dazu sind im rechten Diagramm separat dargestellt und zeigen, dass ab einem SNR-Wert von -2 dB, die Standardabweichung bei ca. einem Abtastpunkt liegt [110].

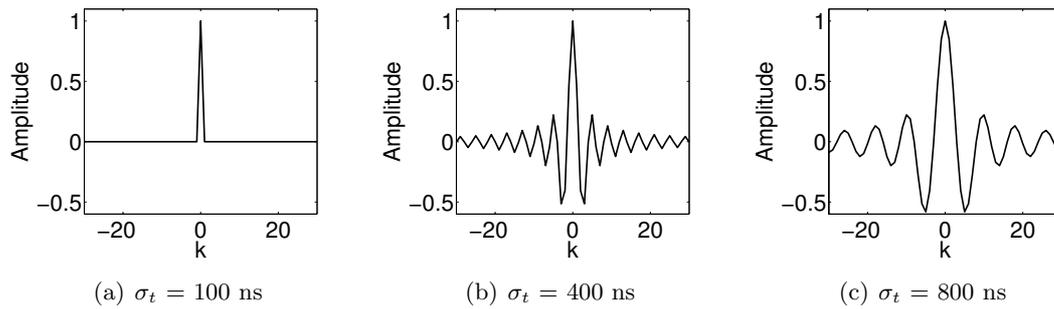


Abbildung 5.6: **Unterschiedliche Realisierungen einer an die zeitliche Unschärfe des Systems angepassten Pulsform.** Bild (a) zeigt die diskrete Version eines Dirac-Impulses für die gegebene Abtastfrequenz. Die Bilder (b) und (c) stellen Realisierungen des Faltungspulses dar, die für eine größere zeitliche Unschärfe des Systems σ_t geeignet sind. Durch die Verbreiterung des Pulsmaximums werden im Bild konstruktive Überlagerungen möglich, die mit den Rohdaten nicht gegeben sind. Durch den starken Abfall vom Pulsmaximum und durch die negativen Anteile im Puls werden dennoch scharfe Bilder ermöglicht.

5.4 Stochastische Bildrekonstruktion

Wie bereits im Stand der Technik beschrieben, kann die Bildrekonstruktion mittels SAFT stochastisch durchgeführt werden. Diese Vorgehensweise erlaubt es grundsätzlich, Informationen über die Bildgebung oder über das System mit in die Bildrekonstruktion einzubeziehen und auch Fehlerquellen adäquat zu berücksichtigen. Die Bildrekonstruktion mittels SAFT ist an sich sehr sensitiv gegenüber Fehlern bei der zeitlichen Zuordnung der Reflexionspulse (siehe Abb. 2.13) und geht ferner von Bedingungen aus, die in realen Systemen nicht gegeben sind. Für die stochastische Bildrekonstruktion wird das zu rekonstruierende Bild als Wahrscheinlichkeitsdichte modelliert, die für jeden Ort die Wahrscheinlichkeit für einen Streuer angibt (siehe Gleichung (2.14)). Sie kann also beliebig geartet sein, da sie nicht nur einzelne Punktstreuer im Raum repräsentieren soll, sondern auch die Oberfläche der Brust sowie deren innere Strukturen. Die Modellierung solch einer multimodalen Dichte kann nicht mehr analytisch erfolgen und muss approximiert werden. Eine häufig eingesetzte Approximation für beliebige Wahrscheinlichkeitsdichten ist die Anwendung von Gauß-Misch-Dichten [57]. Um dem erwähnten Problem des Vorhaltens aller Daten Herr zu werden, fließen die Messungen sequentiell in die Wahrscheinlichkeitsdichte ein.

Anlehnend an die Gauß-Misch-Dichten wird die Approximation der Wahrscheinlichkeitsdichte über eine Vielzahl von Normalverteilungen realisiert, die jede für sich einen Bildbereich bzw. ein Bildvolumen repräsentieren. Für jedes Teilgebiet soll nach der Verarbeitung aller Daten eine Aussage über die Wahrscheinlichkeit des Vorhandenseins eines oder mehrerer Streuer angegeben werden. Die lokale Schätzung der Reflektivität erfolgt hierbei über das Kalman-Filter, das leicht handhabbar und erweiterbar ist [42].

Die Messungen, die für die Aktualisierung dieser Wahrscheinlichkeitsdichte benutzt werden, beruhen nicht auf den Rohdaten (A-Scans), sondern auf den über die Pulsdetektion vorverarbeiteten Daten, die für jede detektierte Reflexion den Zeitpunkt des Pulsbeginns angeben. Damit lässt sich die gesamte Messung als Menge von unterschiedlich positionierten und ausgerichteten Ellipsoiden beschreiben. Aufgrund der sehr hohen Anzahl an Daten, müssen diese

Messungen sequentiell abgearbeitet werden. Jegliche Kombination unterschiedlicher Messungen würde den Rechenaufwand drastisch ansteigen lassen.

Der Unsicherheitsbereich einer Messung definiert zwei Regionen, eine des möglichen Ursprungs einer Reflexion und eine, für die der Ursprung dieser Messung ausgeschlossen ist. Die Größenordnung dieses Unsicherheitsbereiches kann durch Experimente bzw. durch Analyse der möglichen Einflüsse (Temperatur-, Schallgeschwindigkeitsverteilung) auf die zeitliche Zuordnung einer Reflexion angenähert werden.

5.4.1 Kalman-Filter

Das Kalman-Filter ist ein Schätzer, der es ermöglicht, einen definierten, beliebig gearteten Zustand aus fehlerbehafteten Messungen zu schätzen. Die Verarbeitung der Messdaten erfolgt rekursiv und erfordert damit kein Vorhalten des gesamten Datensatzes im Speicher. Die Schätzung läuft in zwei Schritten ab, einer *Prädiktion* und einer sogenannten *Filterung* – einer Aktualisierung der Schätzung unter Einbeziehung der momentan betrachteten Messung. Zuerst wird mit Hilfe eines Systemmodells versucht, ohne Messinformation aus dem aktuellen Zustand einen neuen Zustand zu schätzen, der nach dem Zeitintervall zwischen der letzten und der aktuellen Messung am wahrscheinlichsten auftritt. Informationen über das Systemmodell sind nicht immer gegeben. Es kann beispielsweise bei einem sich bewegenden Objekt mit Position und Geschwindigkeit im Zustandsvektor des Schätzers über eine Bewegungsgleichung beschrieben werden. Mit dieser evtl. fehlerhaften Prädiktion wird im zweiten Schritt die neue Messung über ein Messmodell mit dem geschätzten Zustand fusioniert. Abhängig von festzulegenden Rauschparametern für das System- und Messmodell wird die neue Messung stärker oder schwächer gewichtet. Sind die möglichen Fehler für Prädiktion und Messung normalverteilt und lassen sich das Systemmodell und das Messmodell als lineare Systeme modellieren, so arbeitet das Kalman-Filter als Schätzer optimal.

Bezogen auf die Position eines Streuers, haben die Messungen von Reflexionspulsen aufgrund ihres ellipsoidalen Ursprungsortes eine nichtlineare Natur. Diese müssen für die Anwendung des Kalman-Filters linearisiert werden, wodurch die Optimalität des Kalman-Filters jedoch verloren geht. Im Fall des 3D-USCT kann eine elliptische Rückprojektion lokal sehr gut durch ihre Tangente approximiert werden. Die Anwendung des Kalman-Filters auf Probleme mit nichtlinearem System- und Messmodell erfolgt über das Erweiterte Kalman-Filter [9]. System- und Messmodell lassen sich allgemein wie folgt definieren

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_k &= f_k(\mathbf{x}_{k-1}) + \mathbf{w}_{k-1} , \\ \mathbf{z}_k &= h_k(\mathbf{x}_k, \mathbf{v}_k) , \\ E\{v_k w_j^T\} &= 0 \quad (\forall k \neq j) . \end{aligned} \tag{5.3}$$

\mathbf{x}_k entspricht dem Zustandsvektor der Länge n zum diskreten Zeitpunkt k , der über das Systemmodell $f_k(x_{k-1})$ vom Zustand \mathbf{x}_{k-1} prädiziert und mit dem normalverteilten Rauschen \mathbf{w}_{k-1} überlagert wurde. Das Messmodell $h_k(\mathbf{x}_k, \mathbf{v}_k)$ liefert dagegen für den prädizierten Zustand eine mit dem normalverteilten Rauschen \mathbf{v}_k behaftete Messung der Länge n_h .

Für die hiesige Anwendung ist keine Prädiktion vorgesehen, da ein statischer Zustand geschätzt werden soll. Damit entfällt das Systemmodell und -rauschen, für die Gleichungen zur Prädiktion sei auf einschlägige Quellen verwiesen [2, 88].

Für die Aktualisierung des Zustandes \mathbf{x}_{k-1} des Erweiterten Kalman-Filters mit einer neuen

Messung \mathbf{z}_k und der Kovarianz des Messrauschens \mathbf{R}_k werden die folgenden Gleichungen angewendet [42]

$$\begin{aligned}\mathbf{S}_k &= \mathbf{H}_k \mathbf{P}_{k-1} \mathbf{H}_k^T + \mathbf{R}_k, \\ \mathbf{K}_k &= \mathbf{P}_{k-1} \mathbf{H}_k^T \mathbf{S}_k^{-1}, \\ \mathbf{x}_k &= \mathbf{x}_{k-1} + \mathbf{K}_k (\mathbf{z}_k - h_k(\mathbf{x}_{k-1}, 0)), \\ \mathbf{P}_k &= (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k \mathbf{H}_k) \mathbf{P}_{k-1}.\end{aligned}\tag{5.4}$$

Die Innovations-Kovarianz-Matrix \mathbf{S}_k der Größe $n_h \times n_h$ ist der erwartete Wert der Innovation, die mit Hilfe der Messmatrix \mathbf{H}_k ($n_h \times n$) und \mathbf{P}_{k-1} berechnet und zusätzlich mit der Kovarianz des Messrauschens \mathbf{R}_k überlagert wird. Die Messmatrix \mathbf{H}_k ist die Linearisierung von h_k und wird über deren Jacobi-Matrix ermittelt,

$$\mathbf{H}_k = \frac{\partial h_k}{\partial \mathbf{x}_k}(\mathbf{x}_k^-, 0).\tag{5.5}$$

Die Matrix \mathbf{K}_k aus Gleichung (5.4) ist die sogenannte Kalman-Verstärkung (*Kalman gain*), die letztlich angibt, inwiefern die neue Messung \mathbf{z}_k auf den neuen Zustand \mathbf{x}_k einwirken soll. Im gleichem Maße bewirkt sie zudem die Verkleinerung der Kovarianz-Matrix \mathbf{P}_k und damit der Unsicherheit des aktuell geschätzten Zustandes.

5.4.2 Rekonstruktion über verteilte Kalman-Filter

Nach der Einführung der Kalman-Filter-Gleichungen wird im Folgenden deren praktische Anwendung für die Bildrekonstruktion geschildert. Wie bereits erwähnt, wird das gewünschte Bild als Wahrscheinlichkeitsdichte modelliert, die über N räumlich verteilte Kalman-Filter approximiert wird. Jeder dieser Kalman-Filter überdeckt ein Gebiet, für das eine Wahrscheinlichkeit entsprechend der aufgetretenen Reflektivität – also lokaler akustischer Impedanzunterschiede – angegeben werden soll. Der Zustand des i -ten Kalman-Filters $\mathbf{x}^{(i)}$ entspricht seiner Position im dreidimensionalen Bildvolumen $[x_1^{(i)}; x_2^{(i)}; x_3^{(i)}]^T$.

Wie die N Kalman-Filter angeordnet sein können, zeigt Abb. 5.7, die eine Draufsicht auf den USCT mit der ringförmigen Sensoranordnung darstellt. Innerhalb dieses Ringes ist eine Region gleichmäßig mit Kugeln bedeckt, welche den Positionen und initialen Kovarianzen der verteilten Kalman-Filter entsprechen.

Jedes Ellipsoid, mit den Brennpunkten an der Senderposition \vec{s} und Empfängerposition \vec{e} zum Zeitpunkt t_k gemessen, definiert mit seiner zeitlichen Unsicherheit σ_t ein Gebiet, das Ursprung der gemessenen Reflexion sein muss. Die Menge der Kalman-Filter $\mathcal{K}_k(\sigma_t)$, die in dieses Gebiet fallen, wird in einem ersten Schritt ermittelt über

$$\mathcal{K}_k(\sigma_t) = \left\{ i : \left| \left\| \vec{s} - \mathbf{x}_k^{(i)} \right\| + \left\| \mathbf{x}_k^{(i)} - \vec{e} \right\| - 0,5 \cdot v \cdot t_k \right| \leq 0,5 \cdot \sigma_t \cdot v \right\}.\tag{5.6}$$

Damit werden ausschließlich diejenigen Filter aktualisiert, die auch von der Messung betroffen sind, was zusätzlich den Rechenaufwand für die Verarbeitung der einzelnen Messungen reduziert.

Für den Filterschritt muss die Kovarianz des Messfehlers \mathbf{R}_k vorgegeben werden, die experimentell zu ermitteln und in unserem Fall skalar ist. Damit die Gleichungen aus (5.4) berechnet werden können, muss eine Messung über das nichtlineare Messmodell h_k generiert

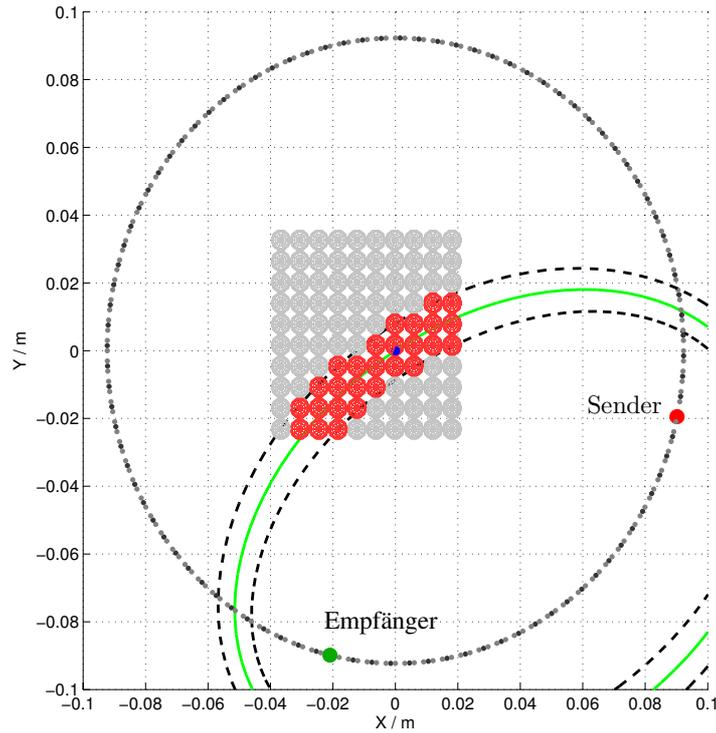


Abbildung 5.7: **Anordnung der verteilten Kalman-Filter.** In dieser Draufsicht auf den USCT ist exemplarisch eine Kalman-Filter-Verteilung dargestellt, die das zu rekonstruierende Gebiet abdeckt. Die durchgezogene Ellipse stellt die ermittelte Ankunftszeit einer gemessenen Reflexion der gewählten Sender-Empfänger-Kombination dar, die umgebenden gestrichelten Ellipsen repräsentieren den Unsicherheitsbereich. Die farblich markierten Kalman-Filter werden mit dieser Messung aktualisiert werden, die restlichen bleiben unangetastet.

und die Linearisierung \mathbf{H}_k berechnet werden. Das Messmodell bestimmt für den Zustand \mathbf{x}_k^- des Kalman-Filters die erwartete Messung über

$$h_k(\mathbf{x}_k^-, 0) = \|\vec{s} - \mathbf{x}_{k-1}\| + \|\mathbf{x}_{k-1} - \vec{e}\|, \quad (5.7)$$

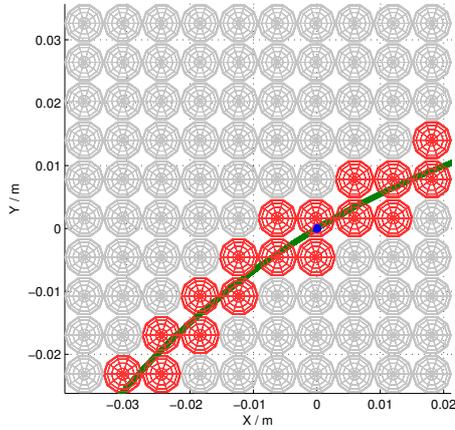
was der aufsummierten Distanz zwischen Sender, Kalman-Filter und Empfänger entspricht. Die Jacobi-Matrix \mathbf{H}_k von h_k definiert sich damit zu

$$\frac{\partial h_k}{\partial \mathbf{x}_k}(\mathbf{x}_k^-, 0) = \frac{2 \cdot (2 \cdot x_i - s_i - e_i)}{\|\vec{s} - \mathbf{x}_k\| + \|\mathbf{x}_k - \vec{e}\|}, \quad i \in \{1, 2, 3\}. \quad (5.8)$$

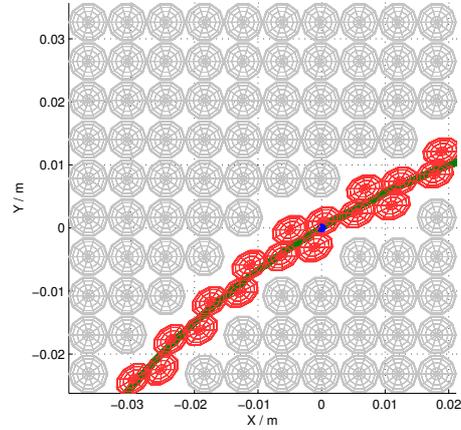
\mathbf{H}_k ist ein Vektor, dessen Richtung dem Normalenvektor am Punkt \mathbf{x}_k^- desjenigen Ellipsoids entspricht, der durch den Punkt \mathbf{x}_k^- verläuft, mit Sender und Empfänger als Brennpunkte. Das bewirkt schließlich, dass im Filterschritt die Position des Kalman-Filters in Richtung der Messung verschoben wird und sich außerdem die Kovarianz-Matrix derart verformt, dass sie sich der Messinformation angleicht. Abb. 5.8 veranschaulicht diesen Prozess.

5.4.3 Bildgenerierung

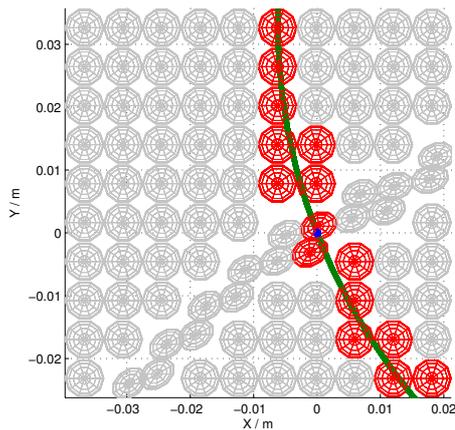
Nachdem alle Daten verarbeitet wurden, muss aus den verteilten Kalman-Filtern ein Bild erstellt werden. Wie in Abb. 5.8 dargestellt, verkleinern sich die Unsicherheiten (Kovarianz-



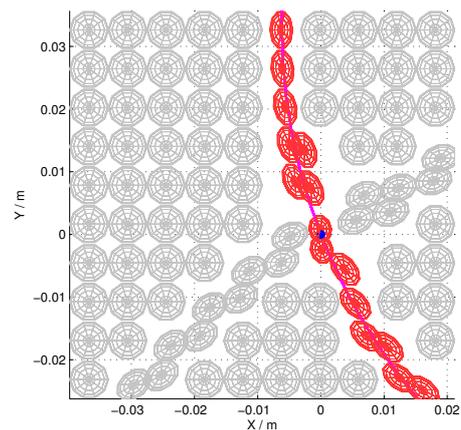
(a) Selektion der relevanten Filter



(b) Filterschritt für die selektierten Filter



(c) Selektion der relevanten Filter



(d) Filterschritt für die selektierten Filter

Abbildung 5.8: **Verarbeitung zweier Messungen für 100 verteilte Kalman-Filter.** Die jeweiligen Kovarianzen lassen sich über deren Eigenvektoren und -werte als Ellipsoide darstellen. Diese entsprechen zu Beginn einer Kugel, deren Zentrum durch den Kalman-Filter-Zustand festgelegt ist. Der Punktstreuer befindet sich an der Position $[x_1; x_2] = [0, 0; 0, 0]$ m. Bild (a) zeigt die erste Messung (als Ellipse) und die dazugehörige Selektion der betroffenen Filter. Diese werden aktualisiert (Bild (b)), was ihre Position in Richtung der Messung verändert und ihre Form orthogonal zur Tangente der Ellipse verkleinern lässt, d.h. die Sicherheit steigt in dieser Richtung. In den Bildern (c) und (d) ist gleiche Prozedur für eine zweite Messung dargestellt. Sie zeigen, wie sich die Kovarianz an dem Filter, der dem Punktstreuer am nächsten ist, am stärksten verkleinert.

Matrix \mathbf{P}) bei konstantem Messfehler für diejenigen Filter am stärksten, die den wahren Positionen des Punktstreuers am nächsten sind. Dadurch, dass kein Systemrauschen vorhanden ist, reduziert sich die Unsicherheit mit jeder Messung, die in einen Kalman-Filter einfließt. Die Anpassung des Kalman-Filter-Zustandes, d.h. seiner Position, bewirkt eine entsprechende Positionsveränderung, so dass sich die Positionen der Kalman-Filter im Rahmen der zeitlichen Unsicherheit σ_t in Richtung der Punktstreuer bewegen.

Da das Integral über eine Normalverteilung konstant Eins ist, bewirkt die Verkleinerung der entsprechenden Kovarianz, dass sich mehr Wahrscheinlichkeit auf kleinerem Raum konzentriert. Wird nun der Raum, den die Kalman-Filter abdecken, für ein Volumenbild in äquidistanten Schritten abgetastet, kann für jedes Volumenelement das Integral der Normalverteilungen aller Kalman-Filter berechnet werden. An Bildpunkten, an denen sich ein zu rekonstruierender Streuer befindet, haben sich durch die Verarbeitung der Messungen die Kovarianzen der Filter verkleinert und sich außerdem die Filter gehäuft, wodurch an solchen Punkten das Integral der Normalverteilungen hoch ausfällt. Damit ergeben sich die gewünschten hohen Grauwerte an denjenigen Positionen im Bild, an denen Reflexionen stattgefunden haben. Um den Rechenaufwand zu reduzieren, wurde der Einzugsbereich der Normalverteilungen für einen betrachteten Bildpunkt auf diejenigen Kalman-Filter beschränkt, die nicht weiter als das Vierfache der Standardabweichung entfernt sind.

5.5 Wesentliche Ergebnisse des Kapitels

Dieses Kapitel befasste sich mit Methoden zur Verminderung von Rekonstruktionsartefakten in Reflektivitätsbildern, die bei SAFT mit der hier betrachteten Sensordichte wie auch durch Unsicherheiten im Gesamtsystem auftreten.

Auf der Ebene der Signalvorverarbeitung wurde eine Methode vorgestellt, die die für die Reflexionstomographie relevante Information des Pulsbeginns jeder Reflexion unabhängig von Pulsverformungen extrahieren kann. Um die Information dieser Pulsdetektion adäquat für die Bildrekonstruktion verwenden zu können, bedarf es einer weiteren Bearbeitung dieser Daten über eine Faltung mit einer für SAFT optimalen Pulsform. Um Unsicherheiten in dieser Vorverarbeitung wie auch im Gesamtsystem zu berücksichtigen, wird vorgeschlagen, die Pulsform entsprechend zeitlich zu skalieren. Dadurch können sich Rekonstruktionsartefakte besser auslöschen, was bei der üblicherweise eingesetzten Bildung der Einhüllenden nicht der Fall ist.

Auf der Ebene der Bildverarbeitung wurde eine stochastische Bildrekonstruktion entwickelt, die mit der Pulsdetektion vorverarbeitete Daten in ein als Wahrscheinlichkeitsdichte modelliertes Bild einfließen lässt. Diese Art der Modellierung stellt direkt Möglichkeiten zur Verfügung, Fehler im System zu berücksichtigen.

6 Resultate

6.1 Einleitung

In den bisherigen Kapiteln wurden die Grundsteine für die Analyse der Abbildungseigenschaften des 3D-USCT gelegt. Für die Bewertung der Leistungsfähigkeit dieses Systems wurde eine Simulationsumgebung entwickelt und Methoden hergeleitet zur Bestimmung des 3D-Auflösungsvermögens, Evaluierung des Bildkontrastes und der Objektausleuchtung. Diese drei Bewertungen stellen die Kriterien für die in dieser Arbeit zu untersuchenden Abbildungseigenschaften des 3D-USCT dar.

In diesem Kapitel werden zunächst die über Simulationen gewonnenen Abbildungseigenschaften des 3D-USCT präsentiert. Die Analyse über Simulationen resultiert in einer oberen Grenze für die Leistung, welche dieses System im rauschfreien Fall erbringen kann. Mit Hilfe dieser Resultate lässt sich die Sensoranordnung bezüglich der Auflösung, des Bildkontrastes und der Objektausleuchtung optimieren. Jedes dieser Kriterien wird durch eine anders geartete Sensorgeometrie maximiert, was einen Kompromiss für die Wahl der Sensorgeometrie notwendig macht. Ziel ist es, eine Sensorgeometrie zu ermitteln, die möglichst in allen Bewertungskriterien nahe am Optimum ist. Die resultierende Geometrie wird ferner bezüglich der Bewertungsfunktionen mit dem aktuellen 3D-USCT verglichen.

Aufgrund der lückenhaften Sensoranordnung, die durch die begrenzte Anzahl an verfügbaren Sensoren bedingt ist, muss bei der Bildrekonstruktion von Rekonstruktionsartefakten ausgegangen werden. Die beschriebenen Methoden zur Verbesserung der Bildqualität (Kapitel 5), die diesen Artefakten auf Signalebene über eine Signalvorverarbeitung und auf der Ebene der Bildrekonstruktion über einen stochastischen Ansatz entgegenwirken sollen, werden präsentiert und anhand zweier Testobjekte evaluiert.

6.2 Abbildungseigenschaften des aktuellen 3D-USCT

In diesem Abschnitt sollen zunächst das Auflösungsvermögen, der Bildkontrast und die Sensitivität des aktuellen 3D-USCT untersucht werden. Die Untersuchungen werden über die in Kapitel 4.3 beschriebene Simulationsumgebung durchgeführt. Das heißt, es werden künstliche Messungen generiert und diese für die Auswertung der 3D-Abbildungsfunktion zur Bewertung des Auflösungsvermögens, des Bildkontrastes wie auch der Objektausleuchtung herangezogen.

6.2.1 Auflösungsvermögen

Das Auflösungsvermögen für den 3D-USCT wird über die Analyse der 3D-Abbildungsfunktion auf Basis des hergeleiteten geometrischen Ansatzes evaluiert (Kapitel 3.4.2). Für diese Berechnung muss eine zeitliche Unschärfe σ_t festgelegt werden, die die Auflösung auf Signalebene angibt, also die Fähigkeit, aufeinander folgende Reflexionen als getrennt wahrnehmen

zu können (Doppelpulsauflösung). Diese Doppelpulsauflösung wurde für die in Kapitel 5.3.1 besprochene Pulsdetektion auf $\sigma_t = 900$ ns ermittelt.

Als Puls wird eine vereinfachte Version des Pulses aus Gleichung (5.2) mit den Werten $[0,0 -0,5 1,0 -0,5 0,0]$ benutzt, der eine Approximation des optimalen Pulses für den hier eingesetzten Bildrekonstruktionsalgorithmus darstellt [5, 66].

Die Untersuchung des Auflösungsvermögens des 3D-USCT wird für vier Datensätze durchgeführt. Jeweils mit und ohne zusätzliche Drehungen der Sensoranordnung kommt zum einen der vollständige, ca. 600 000 A-Scans umfassende Datensatz $\mathcal{S}_{\text{Komplett}}$ zum Einsatz, zum anderen eine in Kapitel 3 vorgeschlagene Untermenge des Gesamtdatensatzes zur Vermeidung unscharfer Rückprojektionen durch die Bildrekonstruktion. Diese Einschränkung betrifft den Abstand zwischen den Sendern und Empfängern und damit einhergehend die Exzentrizitäten der Rückprojektionen, die auf die Hälfte des Radius des Messzylinders beschränkt werden. Damit ergibt sich ein Teildatensatz $\mathcal{S}_{\text{Teil}}$, der ca. 130 000 simulierte A-Scans umfasst. Die 3D-Punktabbildungen werden über drei Untersuchungsebenen entlang der Hauptachsen mit jeweils 32 Untersuchungslinien analysiert. Pro Ebene ergeben sich damit 64 Datenpunkte, die die Distanz vom betrachteten Punkt zum Halbwertsabfall (FWHM) entlang der Untersuchungslinien angeben und zur Bewertung der Auflösung herangezogen werden (Gleichung (4.13)).

Falls ein simulierter Punktstreuer auf oder in unmittelbarer Nähe der Verbindungslinie zwischen einem Sender und einem Empfänger liegt, muss die Messung ausgeschlossen werden. Abhängig von der Länge der ausgesandten Ultraschallpulse entsteht ein blinder Bereich, für den keine Reflektivität gemessen werden kann.

Im Folgenden werden die Auswertungen für den 3D-USCT unter idealisierten und realitätsnahen Bedingungen untersucht, um den Einfluss realer Gegebenheiten zu ermitteln. Die Dämpfung der Brust beträgt hierzu 0,8 dB/cm/MHz, was für die betrachtete Mittenfrequenz von 2,4 MHz ca. 22,1 Neper/m entspricht. Für die Bestimmung des Reflexions- und Transmissionskoeffizienten in die Brust wurde für die Brusthaut eine Dichte von $1,2 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ und eine Schallgeschwindigkeit von $1610 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ festgelegt.

Auflösung unter idealisierten Bedingungen

Die Resultate der Bestimmung der 3D-Abbildungsfunktion für die 42 vordefinierten Positionen sind in Abb. 6.1 in einer isometrischen Ansicht, Seitenansicht und Draufsicht dargestellt. In der isometrischen Darstellung sieht man, dass die Punktabbildungen für alle Positionen im 3D-USCT ähnliche Formen aufweisen, aber nicht identisch sind und demnach – selbst unter idealisierten Bedingungen – eine räumlich variable Auflösung vorliegt.

Die Sicht auf die horizontale Form und Größe der räumlichen Abbildungsfunktionen zeigt eine über alle Untersuchungspositionen gleichmäßige Punktabbildung mit einer Standardabweichung von unter einem Zehntel Millimeter. Für die Auswertung mit dem reduzierten Datensatz $\mathcal{S}_{\text{Teil}}$ ergibt sich, dass sich die Größe der Punktabbildungen wie erwartet verkleinert und zwar um 31,9 %.

Die Ergebnisse in der vertikalen Richtung sind aufgrund der Rotationssymmetrie des 3D-USCT auch rotationssymmetrisch. Die Projektionen auf die XZ-Ebene zeigen stärker verformte Punktabbildungen. Entlang der Zentralachse ($X = Y = 0,0$ m) vergrößert sich die Punktabbildung bis zu einem Maximum auf halber USCT-Höhe ($Z = 0,075$ m). Dies liegt

Daten	μ_{XY}	σ_{XY}	$\mu_{XZ,YZ}$	$\sigma_{XZ,YZ}$	μ_{XYZ}	σ_{XYZ}	PSF _{lokal}
$\mathcal{S}_{\text{Komplett}}$	2,82 mm	0,04 mm	2,99 mm	0,42 mm	2,93 mm	0,41 mm	2,68 mm
$\mathcal{S}_{\text{Teil}}$	1,91 mm	0,01 mm	2,32 mm	0,40 mm	2,19 mm	0,39 mm	1,91 mm

Tabelle 6.1: **Resultate der idealisierten Auswertung der 3D-Abbildungsfunktionen.** Die Auswertungen sind aufgeteilt in Zahlen für die vertikale Richtung (XZ, YZ) durch den 3D-USCT, für die horizontale Ebene (XY) sowie zusammengefasst über alle Untersuchungsebenen (XYZ). Für diese Kategorien werden jeweils die Ausdehnung μ der Punktabbildung hinsichtlich der Halbwertsbreite wie auch die Standardabweichungen σ als Maß der Deformiertheit angegeben. Außerdem ist das aus diesen Werten ermittelte und in Gleichung (4.13) definierte Maß PSF_{lokal} zur Bewertung der Form und Größe der Punktabbildung angegeben.

darin begründet, dass sich die Rückprojektionen an diesem Punkt in einem kleineren Winkelbereich häufen (siehe Abb. 6.2). Am obersten Punkt wird der Winkelbereich der Rückprojektionen deutlich größer (ca. 50 %) und bedingt dort eine gleichmäßigere Punktabbildung. Die Punktabbildungen am oberen Rand des Brustmodells sind im Vergleich zum Zentrum nach innen geneigt. Der Winkelbereich der Rückprojektionen ist für diesen Punkt zwar auch ausgedehnt, jedoch häufen sich diese in einem Bereich, der insbesondere durch die Sensoren auf der Gegenseite definiert wird und dadurch diese Neigung in der Abbildung hervorruft.

Tabelle 6.1 fasst die Auswertungen zur durchschnittlichen Ausdehnung der Punktabbildungen zusammen. Die Zahlen zeigen, dass sich die Auflösung insgesamt durch die Einschränkung des Datensatzes wie erwartet verbessern lässt (-25,9 %), jedoch die allgemeine Anisotropie über alle 42 Punktabbildungen nahezu gleich bleibt.

Die zusätzlichen Drehungen der Sensoranordnung des 3D-USCT auf insgesamt sechs Positionen haben hier keinerlei Einfluss auf das Auflösungsvermögen. Dies gilt für den Teil- wie auch für den Gesamtdatensatz gleichermaßen und zeigt damit, dass unter idealisierten Bedingungen und für die hier angenommenen isotropen Punktstreuer die aktuelle Sensordichte ausreichend ist.

Auflösung unter realitätsnahen Bedingungen

Die Resultate der Punktabbildungen unter idealisierten Bedingungen sollen folgend mit denen unter Berücksichtigung realistischer Systemparameter verglichen werden. Das betrifft die Einbeziehung der Abstrahlcharakteristik der Sender, dem entsprechenden Empfangsverhalten der Empfänger, dem geometrischen Ausbreitungsverlust und schließlich der Brustdämpfung mit Berücksichtigung der Ein- und Austrittswinkel (siehe Kapitel 4.3).

Abb. 6.3 zeigt die Berechnungen der Abbildungsfunktionen. Die Berücksichtigung der Systemparameter bewirkt eine deutliche Verformung der Punktabbildungen. Alle Punktreakonstruktionen sind in 3D anisotrop, insbesondere ist eine Verlängerung in vertikaler Richtung zu beobachten und damit eine wesentlich schlechtere Auflösung verglichen mit den Resultaten in der horizontalen Ebene. Die in dieser Ebene bisher beinahe isotrope Punktabbildung ist nicht mehr gegeben. Sie verformt sich zum Rand hin tangential zum kreisrunden USCT. Bezüglich der beiden Datensätze $\mathcal{S}_{\text{Komplett}}$ und $\mathcal{S}_{\text{Teil}}$ zeigt sich ein ähnliches Bild wie unter den idealisierten Bedingungen. Besonders in der horizontalen Ebene verkleinern sich die Punktabbildungen für den reduzierten Datensatz $\mathcal{S}_{\text{Teil}}$. Dies führt jedoch am Rand des 3D-USCT

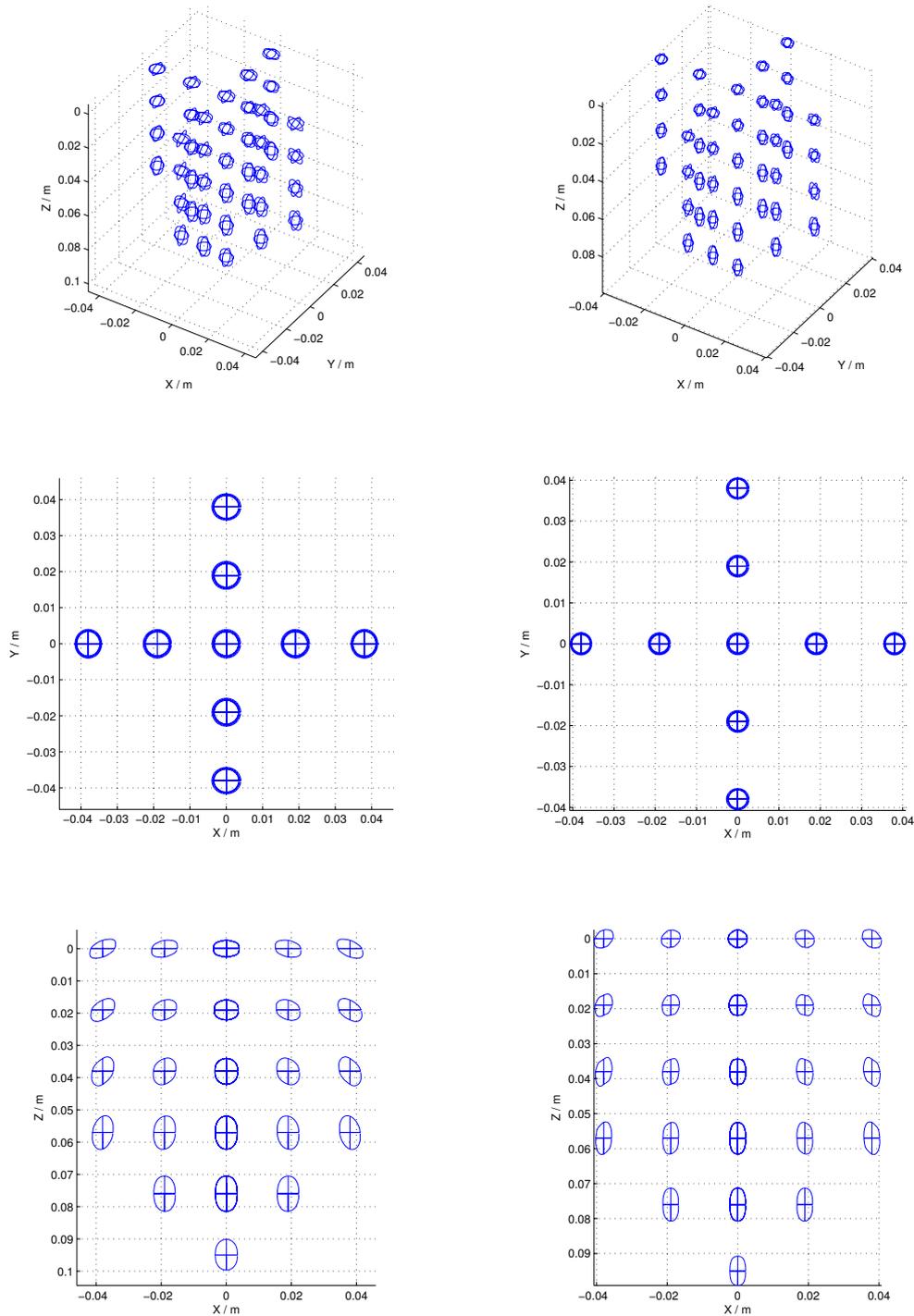


Abbildung 6.1: **3D-Abbildungsfunktion unter idealisierten Bedingungen.** In der linken Spalte sind die Resultate unter Einbeziehung des gesamten Datensatzes dargestellt, in der rechten Spalte ist der für die Verbesserung der Auflösung reduzierten Datensatz verwendet worden. Zur besseren Darstellung wurden die jeweiligen Abbildungen um den Faktor 2,5 vergrößert.

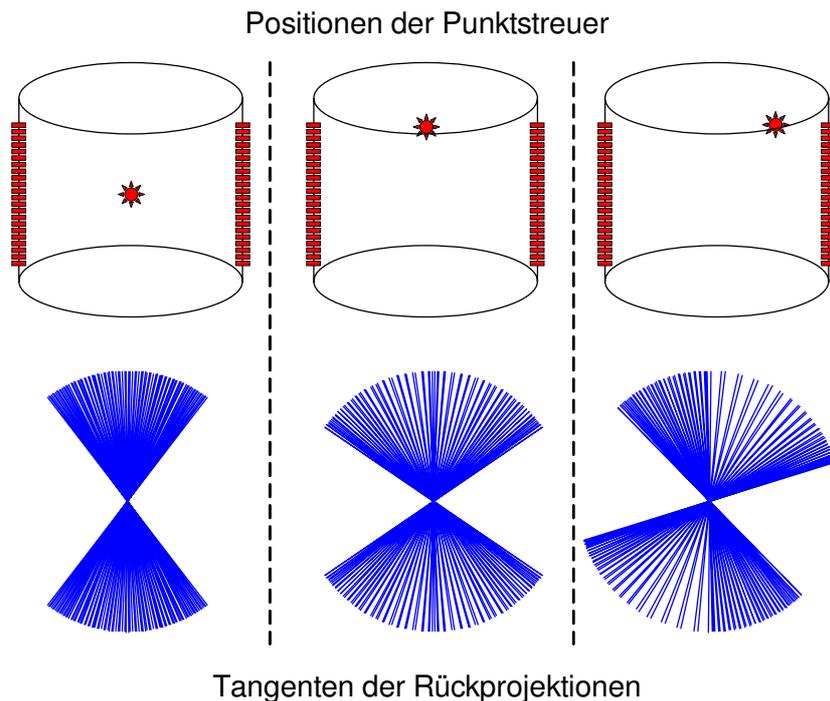


Abbildung 6.2: **Winkelbereiche der Rückprojektionen für ausgewählte Positionen.** Dargestellt sind drei Fälle für die Winkelverteilung der lokalen Tangenten der Rückprojektionen durch den dargestellten Punktstreuer mit einer vereinfachten 2D-Geometrie.

zu Verlängerungen entlang der vertikalen Ebenen.

Die Punktabbildungen am oberen Rand des Brustmodells sind im Gegensatz zu den Resultaten unter idealisierten Bedingungen nach oben geneigt. Der beschriebene Winkelbereich der Rückprojektionen ist derselbe, nur ist die Gewichtung und damit ihr Einfluss auf die Punktabbildung durch die einbezogenen Systemparameter eine andere. Die Rückprojektionen von den auf der gegenüberliegenden Seite befindlichen Sensoren werden insbesondere durch die Dämpfung in der Brust und den geometrischen Ausbreitungsverlust abgeschwächt. Durch die Sensorcharakteristik werden zudem die Rückprojektionen auf diejenigen Sender und Empfänger beschränkt, die auf ähnlicher Höhe wie der betrachtete Punktstreuer sind. Dies führt dazu, dass der Punktstreuer am oberen Rand nur auf gleicher Höhe und von einem Teil der darunter liegenden Sensoren beleuchtet und vermessen wird. Diese größtenteils einseitige Wahrnehmung bewirkt, dass die Rückprojektionen aus diesem Teil dominieren und verursachen die zur USCT-Wand hin gekippte Verformung der Punktabbildung.

Insgesamt dominiert der Einfluss der Sensorcharakteristik die Form der Punktabbildungen. Durch die eingeschränkte Sicht jedes Sensors (Halbwertsabfall bei $\pm 15^\circ$) ist nur entlang der Rotationsachse des 3D-USCT mit einem Radius von ca. 2,5 cm eine gute Vermessung möglich. Für Punkte außerhalb dieses Bereiches in der horizontalen Ebene wie auch in vertikaler Richtung trägt lokal nur ein Bruchteil aller Sensoren zur Vermessung bei und verursacht eine schlechtere Auflösung.

Die zusätzlichen Drehungen der Sensoranordnung ergeben einen positiven Effekt auf das durchschnittliche Auflösungsvermögen im Gegensatz zu den Resultaten unter idealisierten

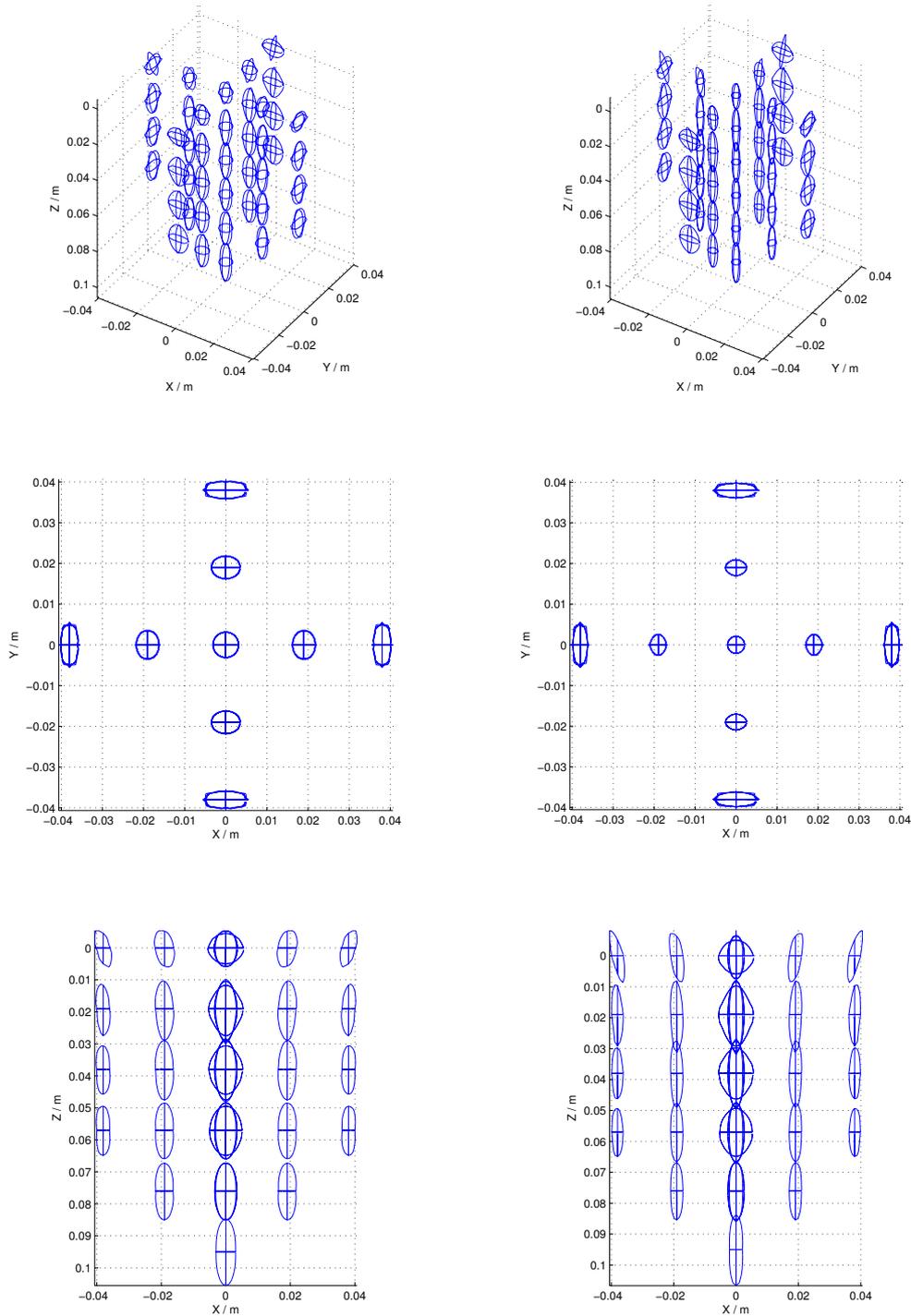


Abbildung 6.3: **3D-Abbildungsfunktion unter realistischen Bedingungen.** In der linken Spalte sind die Resultate für den gesamten Datensatz dargestellt, in der rechten für den zur Verbesserung der Auflösung reduzierten Datensatz der physikalisch vorhandenen Sensoren. Zur besseren Darstellung wurden die jeweiligen Abbildungen um den Faktor 2,5 vergrößert.

Daten	μ_{XY}	σ_{XY}	$\mu_{XZ,YZ}$	$\sigma_{XZ,YZ}$	μ_{XYZ}	σ_{XYZ}	PSF _{lokal}
$\mathcal{S}_{\text{Komplett}}^{\text{MP}=1}$	2,51 mm	0,43 mm	3,84 mm	1,24 mm	3,40 mm	1,35 mm	4,07 mm
$\mathcal{S}_{\text{Komplett}}^{\text{MP}=6}$	2,51 mm	0,31 mm	3,72 mm	1,15 mm	3,32 mm	1,19 mm	3,84 mm
$\mathcal{S}_{\text{Teil}}^{\text{MP}=1}$	1,95 mm	0,43 mm	3,50 mm	1,56 mm	2,98 mm	1,66 mm	3,97 mm
$\mathcal{S}_{\text{Teil}}^{\text{MP}=6}$	1,88 mm	0,31 mm	3,30 mm	1,47 mm	2,83 mm	1,49 mm	3,65 mm

Tabelle 6.2: **Resultate der realitätsnahen Auswertung der 3D-Abbildungsfunktionen.** Die Abkürzung MP steht für die Zahl der Motorpositionen.

Dichte	Schallgeschw.	Poisson-Zahl	Radius 1	Radius 2
7,8 g/cm ³	5900 m/s	0,24	0,1 mm	1,4 mm

Tabelle 6.3: **Parameter der beiden evaluierten Punktstreuer.**

Bedingungen. Dieser fällt jedoch mit -6,8 % für den Gesamtdatensatz und -9,8 % für den Teildatensatz der Bewertungsfunktion nur geringfügig besser aus. Durch die Drehungen verbessert sich insbesondere die Isotropie in der horizontalen Ebene (XY) um ca. ein Drittel und kompensiert zum Teil den negativen Einfluss des eingeschränkten Sichtwinkels der Sensoren. Die Tabelle 6.2 fasst die Zahlen zu den Auswertungen der Punktabbildungen zusammen.

Einfluss des Punktstreuermodells

Die bisherigen Untersuchungen gingen von einem isotropen Punktstreuerverhalten aus. Um den Einfluss des in der Simulation integrierten Punktstreuermodells zu ermitteln, wurden zwei unterschiedliche Arten von Punktstreuern untersucht. Zwei Extremfälle sollen dabei betrachtet werden, zum einen ein Punktstreuer, der sich wie ein sogenannter Rayleigh-Streuer verhält sowie ein Streuer mit stark gerichtetem Streuverhalten. Diese Streueigenschaften werden mit simulierten Eisenkugeln unterschiedlicher Größe erzielt. Die Größe des Streuers spielt verglichen mit der Wellenlänge des eingestrahlten Pulses dabei die entscheidende Rolle. Ist der Streuerdurchmesser wesentlich kleiner, liegt ein Rayleigh-Streuer vor, d.h. die Rückstreuung erfolgt über einen ausgedehnten Winkelbereich, siehe Abb. 6.4. Die weiteren Parameter des Punktstreuermodells sind der Tabelle 6.3 zu entnehmen.

Die folgenden Untersuchungen werden unter Einbeziehung realitätsnaher Bedingungen für die 42 festgelegten Positionen mit dem Gesamtdatensatz durchgeführt, um den zusätzlichen Einfluss der Unterauswahl an Daten auszuschließen. Zusätzliche Drehungen der Sensoranordnung werden ausgeschlossen.

Unter Einbeziehung des Streuprofiles des Rayleigh-Streuers ($\text{SP}_{\text{Rayleigh}}$), verkleinern sich die Punktabbildungen verglichen mit einem isotropen Streuverhalten, siehe Tabelle 6.4. Die mittlere Größe der Punktabbildung verringert sich um 14,7 %. Diese Verkleinerung ist dadurch bedingt, dass – ähnlich wie beim eingeschränkten Datensatz $\mathcal{S}_{\text{Teil}}$ – insbesondere diejenigen Rückprojektionen ein größeres Gewicht durch die Streustärke erhalten, die kleine Exzentrizitäten aufweisen und eine schärfere Punktabbildung bewirken. Die Punktabbildung unter Einbeziehung des stark anisotropen Punktstreuers ($\text{SP}_{\text{Gerichtet}}$) verursacht eine Vergrößerung

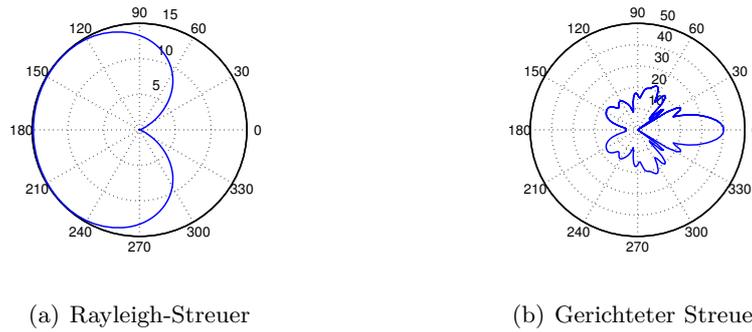


Abbildung 6.4: **Parameterabhängige Streuprofile.** Dargestellt sind zwei Streuprofile, die das Streuverhalten eines Rayleigh-Streuers (links, Kugelradius 0,1 mm) wie auch eines gerichteten Streuers (Kugelradius 1,4 mm) aufweisen. Der Einfallswinkel ist in den Diagrammen jeweils links bei 180° .

	μ_{XY}	σ_{XY}	$\mu_{XZ,YZ}$	$\sigma_{XZ,YZ}$	μ_{XYZ}	σ_{XYZ}	$\text{PSF}_{\text{lokal}}$
$\text{SP}_{\text{Gericht.}}$	3,14 mm	0,21 mm	4,31 mm	1,10 mm	3,92 mm	1,10 mm	4,36 mm
$\text{SP}_{\text{Rayleigh}}$	2,08 mm	0,27 mm	3,30 mm	1,18 mm	2,89 mm	1,21 mm	3,43 mm

Tabelle 6.4: **Auswertung des Auflösungsvermögens für unterschiedliche Streuprofile eines Punktstreuers.** Die Auswertungen wurden auf dem Gesamtdatensatz $\mathcal{S}_{\text{Komplett}}$ unter Berücksichtigung des Streuprofiles eines Rayleigh-Streuers ($\text{SP}_{\text{Rayleigh}}$) sowie eines gerichteten Streuers ($\text{SP}_{\text{Gerichtet}}$) durchgeführt.

der Punktabbildung um 15,3 % aus entsprechenden Gründen. Hierbei werden gerade schärferen Rückprojektionen weniger stark gewichtet.

Allgemein führt die Einbeziehung eines realitätsnahen Punktstreuermodells zu einer zusätzlichen Gewichtung der Amplituden der einzelnen Rückprojektionen. Diese Gewichtung bewirkt ähnliche Resultate wie die Einschränkung des Datensatzes bezüglich der Exzentrizitäten der betrachteten Menge an SEK, vergrößert jedoch den möglichen Parameterraum für die weiteren Untersuchungen. Da für die Untersuchung des theoretischen Auflösungsvermögens im Idealfall Rayleigh-Streuer von Interesse sind, wird für die weiteren Untersuchungen ein isotropes Punktstreuermodell verwendet mit einer Einschränkung des betrachteten Datensatzes, die insbesondere die schärferen Rückprojektionen beinhaltet. Dies resultiert in einer unteren Grenze für das Auflösungsvermögen, da eine Abweichung vom Profil eines Rayleigh-Streuers die Anisotropie wie auch die Ausdehnung der Abbildungsfunktion steigen lässt.

Fazit

Die präsentierten Ergebnisse der Untersuchung zur 3D-Punktabbildung haben gezeigt, dass die Auflösung in der horizontalen Ebene in allen Fällen und insbesondere unter realitätsnahen Bedingungen bedeutend besser ist als in der vertikalen Richtung (5,4 % – 34,4 %). Entscheidenden Einfluss auf diese Diskrepanz haben vor allem die zylindrische Sensorgeometrie und die winkelabhängige Abstrahl- und Empfangscharakteristik der verwendeten Sensoren.

Die Analyse unter idealisierten Bedingungen zeigt die grundlegende Abhängigkeit der räumlichen Punktabbildung von der Sensorgeometrie, da alle weiteren Einflüsse ausgeschlossen wurden. Durch die Anordnung der Sensoren auf einem Zylinder ist die Auflösung entlang der Achse des Zylinders schlechter als in der horizontalen Ebene. Die ringförmige Sensoranordnung bewirkt im horizontalen Schnitt des Brustmodells eine gleichmäßige Verteilung der Rückprojektionen und damit eine nahezu isotrope Punktabbildung.

Für die Untersuchung mit dem eingeschränkten Datensatz zur Vermeidung unscharfer Rückprojektionen ergab sich, dass dies die Auflösung hauptsächlich in der horizontalen Ebene verbessert (17,3 %), wiederum mit einem größeren Unterschied (44,6 %) für realitätsnahe Gegebenheiten.

Die Differenzen in den Resultaten mit und ohne Berücksichtigung von Dämpfungseinflüssen zeigen deutlich die Relevanz des Einbeziehens dieser Faktoren für die Analyse eines bildgebenden Systems. Insgesamt wird unter realitätsnahen Gegebenheiten die Auflösung schlechter und die Punktabbildung stark anisotrop. Die Änderungen in den Punktabbildungen durch die Beschränkung des Gesamtdatensatzes sind ähnlich zu denen unter idealisierten Bedingungen. Die Auswahl eines Teildatensatzes aus dem Gesamtdatensatz mit geringen Abständen zwischen Sendern und Empfängern bewirkt eine insgesamt bessere Auflösung, jedoch eine leichte Verschlechterung in vertikaler Richtung. Unterschiede ergeben sich bei der Anisotropie. Diese steigt durch die Einschränkung des Datensatzes bedingt durch die Verbesserung der horizontalen und gleichzeitigen Verschlechterung der vertikalen Auflösung.

6.2.2 Bildkontrast

Die Analyse des erreichbaren Kontrastes erfolgt aus Rechenzeitgründen über Schichtbildrekonstruktionen entlang der Hauptachsen durch die betrachteten 42 Punkte, siehe Kapitel 4.5. Die Bildrekonstruktion von mehreren hunderttausend SEK pro Punkt ist sehr rechenintensiv, weshalb die Auflösung der Schichtrekonstruktionen auf 256 Pixel über eine Gesamtseitenlänge von 10 cm festgelegt wurde¹. Pro SEK benötigt eine Rekonstruktion mit dieser Auflösung durchschnittlich 12 ms auf einem Pentium 4 mit 3,2 GHz über den in Matlab R2007a eingebundenen und in *Assembler* geschriebenen Kern der Rekonstruktionssoftware. Für ein mögliches Maximum von 600 000 bis 3,5 Millionen SEK dauert eine Rekonstruktion **pro** Punkt im Raum und **pro** Schnittebene zwei bis elf Stunden. Das macht eine Beschränkung der Berechnung auf eine Untermenge aller möglichen SEK notwendig. Bedingt durch die verfügbare Rechenleistung wurde diese Untermenge auf 120 000 festgelegt.

Die Auswahl dieser Untermenge als Näherung für den Gesamtdatensatz soll dabei über ein Kriterium erfolgen, das die für die Bildrekonstruktion relevantesten A-Scans berücksichtigt. Ähnlich wie bei der Untersuchung der Auflösung spielt der Abstand zwischen Sender und Empfänger bzw. die Exzentrizität der ellipsoidalen Rückprojektionen eine entscheidende Rolle, um unscharfe Beiträge zum Bild zu vermeiden. Im Vergleich zu den Schichtrekonstruktionen ist die Simulation der Messungen bedeutend geringer im Rechenaufwand. Das erlaubt es, für jede der 42 zu untersuchenden Positionen die festgelegte Anzahl der zu berücksichtigenden SEK adaptiv auszuwählen. Neben der lokalen Winkelverteilung der Rückprojektionen sind für den Bildaufbau insbesondere die Amplituden der Rückprojektionen wesentlich, weshalb diese als zusätzliche Faktoren für die Auswahl der 120 000 A-Scans einbezogen werden. Die

¹Das entspricht einer Voxelgröße von ungefähr $(0,4 \text{ mm})^3$.

Gewichtungsfunktion für einen Punkt im Raum \vec{p} und eine SEK mit der Senderposition \vec{s} und Empfängerposition \vec{e} lautet demnach

$$W(\vec{s}, \vec{p}, \vec{e}) = \frac{A_0 \cdot \eta^f(\vec{s}, \vec{p}) \cdot \eta^b(\vec{p}, \vec{e})}{\|\vec{s} - \vec{e}\|}, \quad (6.1)$$

mit A_0 als initiale Druckamplitude und den Funktionen zur räumlichen Übertragungsfunktion $\eta^f(\vec{s}, \vec{p})$ und $\eta^b(\vec{s}, \vec{p})$, wie in Gleichung (4.3) definiert.

Die für die Bildrekonstruktion benutzte Pulsform ist identisch mit der für die Untersuchung der Auflösung verwendeten Pulsform. Problematisch ist dabei jedoch die für diese Analyse festgelegte Größe eines Bildpunktes. Diese liegt mit $(0,4 \text{ mm})^3$ weit über der eigentlich geforderten minimalen Größe von $75 \text{ } \mu\text{m}$ (Gleichung (3.8)), womit eine Neuabtastung des Pulses erforderlich wird bzw. eine Skalierung der zeitlichen Länge eines Abtastpunktes von Δt zu $\Delta t'$. Mit Δs als Seitenlänge des Voxels und Gleichung (3.8) bestimmt sich $\Delta t'$ über

$$\Delta t' = \sqrt{3} \cdot \Delta t_{\text{Voxel}}, \quad \Delta t_{\text{Voxel}} = \frac{2 \cdot \Delta s}{v}. \quad (6.2)$$

Der Faktor $\sqrt{3}$ berücksichtigt die Ausdehnung des Voxels im Raum und v bezeichnet die Schallgeschwindigkeit. Diese Anpassung verursacht eine um den Faktor neun verbreiterte Rückprojektionen, weshalb die folgenden Punktreakonstruktion nicht mit den Resultaten aus der Auswertung der Auflösung zu vergleichen sind.

Für die Auswertung des Bildkontrastes muss der Vordergrund gegenüber dem Hintergrund segmentiert werden. Dies geschieht über einen Schwellwert und eine maximale Distanz zum betrachteten Punkt \vec{p} . Der Schwellwert für die Segmentierung wird auf ein Viertel des maximalen Grauwertes der Punktreakonstruktion und es werden diejenigen Voxel zum Vordergrund gezählt, die eine maximale Distanz von 5 mm zum Punkt \vec{p} aufweisen. Die Hälfte des Maximalwertes als Schwelle zu nehmen, würde zu einer zu groben Segmentierung führen, die Einschränkung auf eine maximale Entfernung von 5 mm soll stark verformte (langgezogene) Punktabbildungen negativ bewerten.

Die Resultate der Kontrastauswertung werden exemplarisch für zwei Positionen in der oberen Mitte des Brustmodells ($\vec{p}_1 = [0,0; 0,0; 0,019] \text{ m}$) und dem oberen Rand ($\vec{p}_2 = [0,038; 0,0; 0,019] \text{ m}$) sowie für idealisierte und realistische Bedingungen demonstriert, siehe Abb. 6.5 und Abb. 6.6. Die Auswertungen für alle 42 Positionen sind in Tabelle 6.5 zusammengefasst.

Die Kontrastauswertung unter Ausschluss von Dämpfungsfaktoren zeigt einen insgesamt höheren Kontrast verglichen mit der Auswertung unter Berücksichtigung dieser Einflüsse. Die Auswertungen in vertikaler Richtung sind generell besser als in der horizontalen Ebene. Dies liegt an der höheren vertikalen Sensordichte, für die pro TAS-Kopf 8 Sender und 16 Empfänger mit einem vertikalen Abstand von 1,5 mm angeordnet sind. In der Ebene sind dagegen pro Sender nur 2 Empfänger in Reihe vorhanden, mit einem Abstand von 3,6 cm zwischen den TAS-Köpfen. Die höhere Dichte der Sensoren bewirkt eine bessere Auslöschung der Rückprojektionen im Bildhintergrund, was schließlich zu einem höheren Kontrastwert führt. Die Rekonstruktionen in der Ebene (XY) zeigen, dass für Positionen im Zentrum des 3D-USCT die Punktabbildung von strahlenförmigen Artefakten umgeben ist, die sich in konzentrischen Ringen häufen. Für Punkte außerhalb des Zentrums verlaufen die Artefakte unregelmäßiger auf gekrümmten Bahnen durch das gesamte Bild. Die Rekonstruktionen in vertikaler Richtung (XZ) zeigen, dass sich die Artefakte insbesondere auf der Höhe des jeweils rekonstruierten Punktes häufen sowie eine lokal größer ausgedehnte Punktabbildung aufweisen.

Der Vergleich mit den Bildrekonstruktionen unter Einbeziehung des gesamten Datensatzes von ca. 600 000 A-Scans weist durchweg schlechtere Kontrastwerte auf. Hierbei zeigt sich abermals der Einfluss der nichtlinearen Rückprojektion bei SAFT für objektumfassende Sensoranordnungen. Bezüglich der Verteilung der Sender-Empfänger-Abstände (Exzentrizitäten) über den gesamten Datensatz ergibt sich, dass diese sehr ungleichmäßig ausfällt. Weniger als ein Prozent davon besteht aus Puls-Echo-Daten, die den schärfsten Beitrag zum Bild leisten. Der überwiegende Teil weist große Exzentrizitäten auf, die durch die Nichtlinearität von SAFT im Vergleich zu den Rückprojektionen aus Puls-Echo-Daten wesentlich ausgedehntere Rückprojektionen verursachen. Dieses Verhältnis zwischen Beitrag zum Punkt und Beitrag zum Hintergrund bewirkt die schlechtere Bewertung bezüglich der gewählten Kontrastfunktion.

Die fünf zusätzlichen Drehungen der Sensoranordnung bewirken insbesondere für die XY-Rekonstruktionen eine signifikante Verbesserung der Kontrastwerte, da neue Blickwinkel in der Ebene auf die betrachteten Positionen im Raum gegeben sind. Dadurch wird die niedrige Sensordichte in XY kompensiert, die ohne Drehung der Sensoranordnung die geringen Kontrastwerte verursacht hat. In der vertikalen Richtung erhöht sich die Sensordichte durch die Drehung nicht, wodurch für diese Fälle nur marginale Verbesserungen zu beobachten sind.

Unter Einbeziehung realitätsnaher Einflüsse stellen sich die Ergebnisse – wie auch bei der Untersuchung des Auflösungsvermögens – komplett anders dar. Während die Auswertung für den eingeschränkten Datensatz in XY im Durchschnitt nahezu gleich ausfällt, weicht sie für die Auswertung entlang der vertikalen Ebenen stark ab. Durch die eingeschränkte Sicht der Wandler in der Höhe können lokal für einen Punkt nicht alle Sender und Empfänger beitragen und sich dadurch Rekonstruktionsartefakte weniger gut auslöschten.

Die ausgewählten Beispiele der Bildrekonstruktionen in Abb. 6.6 zeigen ein sehr gemischtes Bild hinsichtlich des Teil- und Gesamtdatensatz. Für die Rekonstruktionen in XY mit dem Teildatensatz ergeben sich jeweils verbesserte oder ähnliche Bewertungen verglichen mit den Rekonstruktionen unter Verwendung des gesamten Datensatzes, was darin begründet liegt, dass unscharfe Rückprojektionen vermieden werden. Für die Rekonstruktionen entlang der Vertikalen verschlechtert sich der Kontrast für den Teildatensatz. Da die Auswahlfunktion für den Teildatensatz die Beiträge zum Bild nach ihrer Amplitude und Schärfe bewertet, kommt es entlang der Vertikalen zu einer recht eingeschränkten Auswahl an SEK, die lediglich einen kleinen Winkelbereich abdeckt. Dies führt dazu, dass sich die Punktabbildung im Vergleich zum Gesamtdatensatz vergrößert und dadurch eine schlechtere Bewertung erhält. Dennoch zeigt der geringe Unterschied in den Bewertungen der Kontrastfunktion unter realitätsnahen Bedingungen zwischen Teil- und Gesamtdatensatz im Durchschnitt, dass die Auswahl der Untermenge durch die Gewichtungsfunktion aus Gleichung (6.1) die wesentlichen Beiträge zum Bildaufbau berücksichtigt. Wie unter idealisierten Bedingungen bewirken die zusätzlichen Drehungen der Sensoranordnung auch unter realistischen Bedingungen durchweg eine Verbesserung im Bildkontrast.

Fazit

Die Untersuchung der Rekonstruktionsartefakte über eine Kontrastfunktion ergibt ein völlig anderes Ergebnis im Vergleich zur Auswertung des Auflösungsvermögens. Während für eine gute Auflösung eine gleichmäßige und objektumfassende Sensoranordnung wesentlich ist, nehmen diese Kriterien der Sensoranordnung für die Rekonstruktionsartefakte eine untergeordnete Rolle ein. Die Resultate bestätigen, dass vor allem die Sensordichte wesentlich ist.

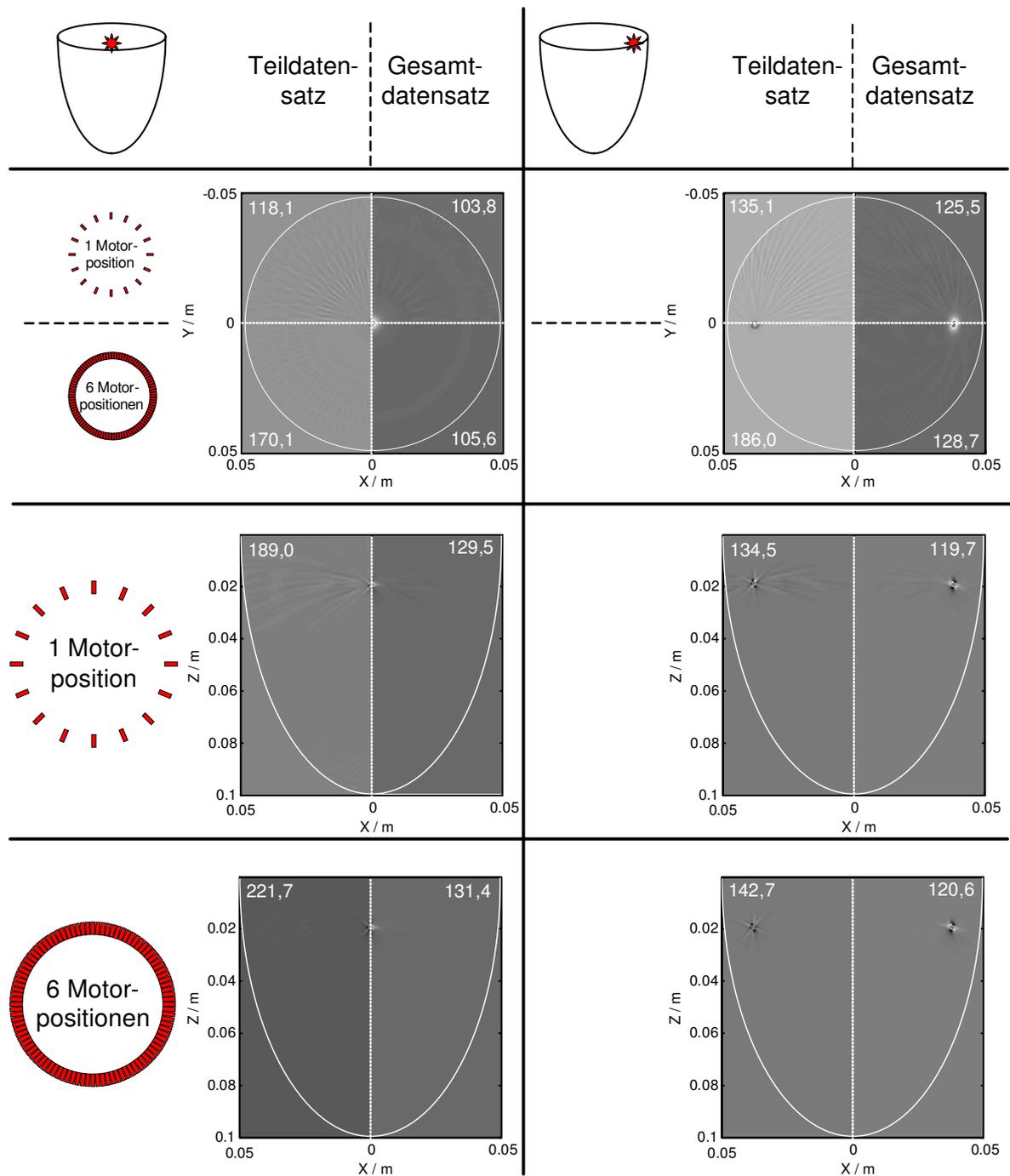


Abbildung 6.5: **Kontrastauswertung unter idealisierten Bedingungen.** Dargestellt sind einzelne Schichtrekonstruktionen für zwei ausgewählte Punkte innerhalb des Brustmodells entsprechend der Darstellung in der obersten Zeile. Die Zahlen in den Ecken der Bildrekonstruktionen geben das Ergebnis der Kontrastauswertung an. Die Abbildungen der Bildrekonstruktionen zeigen die Hintergrundsegmentierung und damit die Rekonstruktionsartefakte. Ideal ist ein einheitliches Bild, helle Flächen in den Abbildungen belegen ein schlechtes Abschneiden in der Kontrastfunktion.

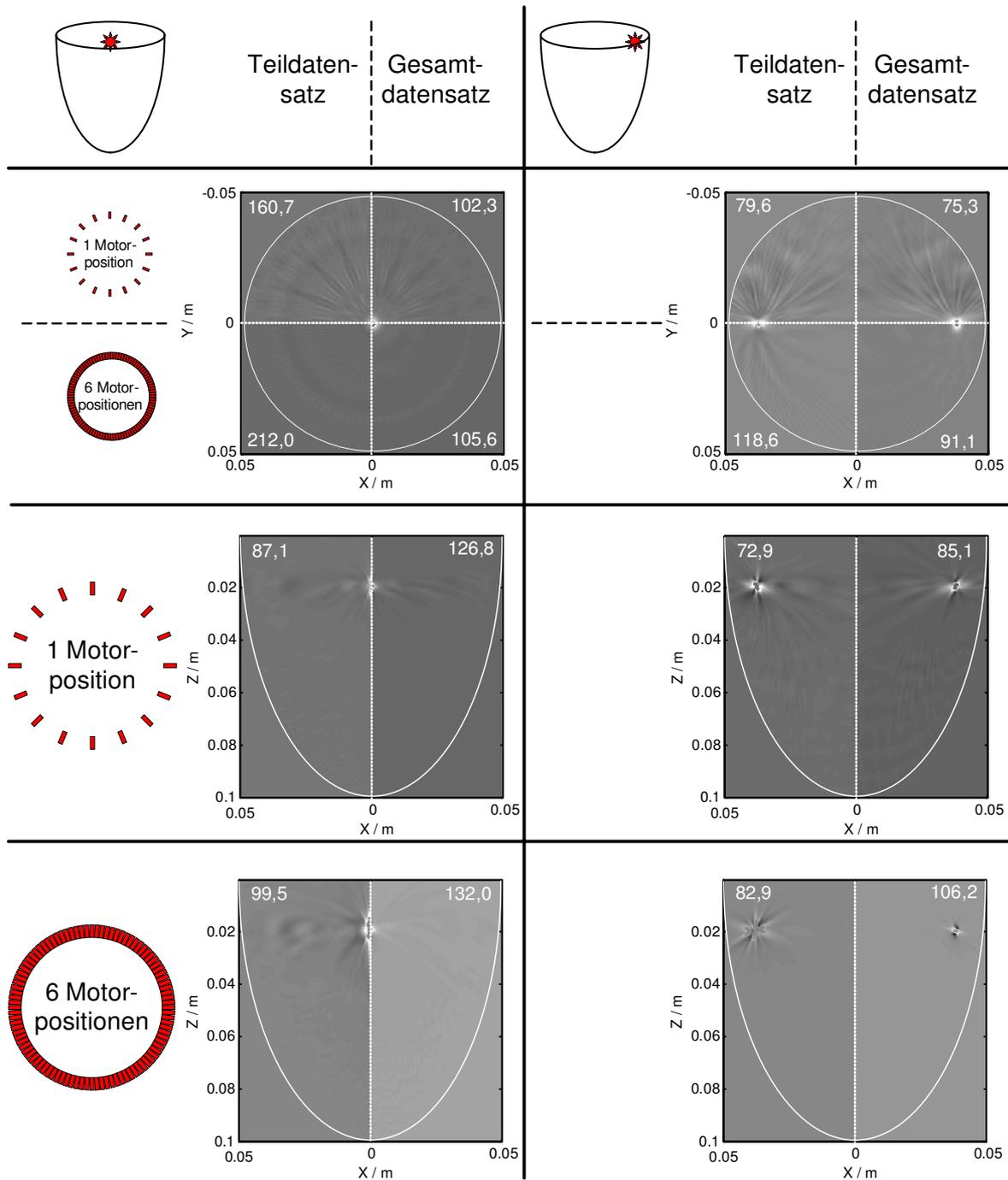


Abbildung 6.6: **Kontrastauswertung unter realitätsnahen Bedingungen.** Die Kontrastauswertung für die horizontalen Ebenen fallen ähnlich aus. Für die Bildrekonstruktionen entlang der vertikalen Ebene ist dagegen ein starker Kontrasteinbruch im Vergleich zu den idealisierten Bedingungen zu beobachten. Für weitere Kommentare zur Abbildung siehe auch Erklärungen zu Abb. 6.5.

	$\text{PSF}_{\text{global}}^{\text{XY}}$	$\text{PSF}_{\text{global}}^{\text{Z}}$	$\text{PSF}_{\text{global}}^{\text{XYZ}}$
Ideal (1 MP)	121,3 / 104,4	177,3 / 125,8	158,6 / 118,7
Real (1 MP)	121,2 / 85,5	100,1 / 110,3	107,1 / 102,0
Ideal (6 MP)	173,7 / 106,6	198,1 / 127,3	190,0 / 120,4
Real (6 MP)	165,0 / 92,1	108,6 / 114,1	127,4 / 106,8

Tabelle 6.5: **Ergebnisse der Kontrastauswertung.** *Angegeben ist der Mittelwert der Kontrastauswertung für alle Untersuchungspunkte entlang der horizontalen ($\text{PSF}_{\text{global}}^{\text{XY}}$), vertikalen ($\text{PSF}_{\text{global}}^{\text{Z}}$) wie auch für alle Untersuchungsebenen ($\text{PSF}_{\text{global}}^{\text{XYZ}}$). Die Abkürzung MP steht für Motorpositionen. Die jeweils erste Zahl in den Auswertungen steht für den Teil-, die zweite für den Gesamtdatensatz.*

Das zeigt insbesondere die Analyse unter idealisierten Bedingungen. Bedingt durch die höhere Sensordichte in der Vertikalen ist der erzielte Kontrast unter Einbeziehung des Teildatensatzes hierbei bedeutend größer (46,3 %) als in der horizontalen Ebene. Wird das Defizit der horizontalen Sensordichte durch die zusätzlichen Drehungen der Sensoranordnung kompensiert, gleichen sich die Kontrastwerte an und weisen nur noch einen Unterschied von 14,0 % auf.

Das um 25,2 % niedrigere Ergebnis unter Einbeziehung aller Daten zeigt abermals den negativen Effekt der nichtlinearen Rückprojektionen, die bei objektumfassenden Sensoranordnungen auftreten und spricht somit gegen die Regel, dass generell mit größerer Anzahl an Daten der Kontrast im Bild steigt. Wird dagegen die Anzahl der scharfen Rückprojektionen durch die zusätzlichen Drehungen der Sensoranordnung erhöht, bewirkt dies besonders in XY eine Verbesserung des Kontrasts (43,2 %). Insgesamt steigt der Kontrast für die 42 evaluierten Positionen jedoch lediglich um 19,8 % an.

Die Berücksichtigung der realitätsnahen Verhältnisse zeigt wiederum eine starke Verschlechterung der Ergebnisse entlang der Vertikalen (-43,5 %), jedoch für den Teildatensatz im Durchschnitt keine wesentliche Änderung in XY. Die zusätzlichen Drehungen der Sensoranordnung bewirken hier eine Verbesserung um 36,1 % in XY und insgesamt um 19,0 %. Der positive Effekt durch diese Erhöhung der Daten wirkt sich also für die idealisierten wie auch für die realitätsnahen Bedingungen ähnlich aus.

6.2.3 Objektausleuchtung

Für die Objektausleuchtung des 3D-USCT wurde bereits diskutiert, dass sich ihr Maximum, bedingt durch die Sensorcharakteristik und die zylindrische Sensorgeometrie, entlang der Rotationsachse konzentriert. Die bisher erwähnten 2,5 cm für den Radius einer Kreisregion in der Mitte des 3D-USCT wurden näherungsweise für den zweidimensionalen Fall und für einen Öffnungswinkel von $\pm 15^\circ$ berechnet.

Wie sich diese Region in 3D für den eingeschränkten Datensatz $\mathcal{S}_{\text{Teil}}$ darstellt, ist in Abb. 6.7(a) zu sehen, die die Objektausleuchtung des aktuellen 3D-USCT für das Brustmodell (siehe Kapitel 4.8) unter alleiniger Berücksichtigung der Sensorcharakteristik darstellt. Dabei konzentriert sich die Objektausleuchtung nicht in einem perfekten Zylinder, sondern ist durch die verschränkten TAS-Ringe des 3D-USCT leicht verformt.

Abb. 6.7(b) zeigt die Auswertung der Objektausleuchtung mit zusätzlicher Berücksichtigung des geometrischen Ausbreitungsverlustes und der Dämpfung durch das Brustgewebe. Das bewirkt eine starke Verkleinerung der bisher zylindrischen Fokalregion auf einen keilförmigen Bereich zwischen Brustspitze und Brustmitte.

Die Auswertung der Objektausleuchtung für den Gesamtdatensatz $\mathcal{S}_{\text{Komplett}}$ stellt sich bezogen auf die Halbwertsfläche ähnlich dar wie in Abb. 6.7 für den Teildatensatz $\mathcal{S}_{\text{Teil}}$ gezeigt. Da jedoch für die Auswertung der Objektausleuchtung \mathcal{O} über die Anzahl der betrachteten SEK normiert wird, fällt der Wert um 35,4 % niedriger aus ($3,63\text{E-}5$) als für den Teildatensatz ($5,61\text{E-}5$). Dies liegt in der Tatsache begründet, dass die Sensitivität für eine Region am größten ist, wenn sich das erzeugte Schallfeld wie auch das Empfangsfeld überlappen, d.h. Sender und Empfänger dieselbe Position haben. Wird dagegen die Brust von einer Seite her beschallt und von der gegenüberliegenden Seite vermessen, ist der dämpfende Einfluss des Brustgewebes am größten und verursacht dadurch eine geringere Sensitivität für die entsprechende SEK.

Die Auswertung der Objektausleuchtung der modellierten Brust zeigt für den aktuellen 3D-USCT Schwächen bezüglich deren Gleichmäßigkeit. Das Maximum an örtlicher Sensitivität beschränkt sich auf den Bereich der Brustspitze und ist hauptsächlich durch die aktuelle Sensorcharakteristik und der zylindrischen Sensoranordnung bedingt.

6.3 Optimierung der Sensorgeometrie

Um den erwähnten Schwächen des aktuellen 3D-USCT zu begegnen, wird eine andere geometrische Grundform für die Sensorpositionierung gewählt (siehe Kapitel 4.7). Generell besteht hier das Problem einer multi-kriteriellen Optimierung. Es soll eine Sensorgeometrie gefunden werden, die eine möglichst gute Objektausleuchtung in der modellierten Brust, eine gute und gleichmäßige Auflösung sowie hohen Kontrast in den Bildrekonstruktionen liefert. Der Rechenaufwand zur Auswertung der Auflösung und des Kontrastes ist beträchtlich², weswegen im Folgenden ein fester Parameterraum der ellipsoidalen Sensorgeometrie zwischen den kleinsten möglichen Ausmaßen ($a = 0,10$ m und $b = 0,05$ m) und einem sinnvollen Maximum von 0,35 m für jede der Halbachsen untersucht wird. Das hat insbesondere den Vorteil, dass für jedes Kriterium der allgemeine Verlauf der jeweiligen Bewertungsfunktion über den Parameterraum betrachtet werden kann. Eine gradientenbasierte Suche würde nur einen Teil des Parameterraums auswerten und es bestünde die Gefahr, in einem lokalen Extremum zu landen. Ansätze, die dieser Problematik entgegenwirken, wie z.B. *simulated annealing*, benötigen jedoch eine Vielzahl von Durchläufen. Diese Anzahl ist aus Gründen der Rechenzeit begrenzt bzw. niedrig zu halten, sie wird deshalb auf einen festen Parametersatz beschränkt. Dies hat ferner den Vorteil, dass global über den Parameterraum hinweg ermittelt wird, ob ein stetiger oder sprunghafter Verlauf vorliegt und in welchem Maße die Bewertungsfunktionen insgesamt variieren.

Die ermittelten Ausmaße der neuen Sensorgeometrie fließen in die Konstruktion der nächsten Generation des 3D-USCT ein. Da aus bautechnischen Gründen die optimale Sensorgeometrie nicht exakt konstruiert werden kann, genügt es in erster Linie, die groben Ausmaße zu bestimmen und zu untersuchen, ob kleine Größenänderungen des Grundkörpers signifikante

²Ein einzelner PC wäre durch den Rechenaufwand mehrere Monate beschäftigt, es wurden zwischen acht und zwölf Rechner der USCT-Arbeitsgruppe im Verbund eingesetzt.

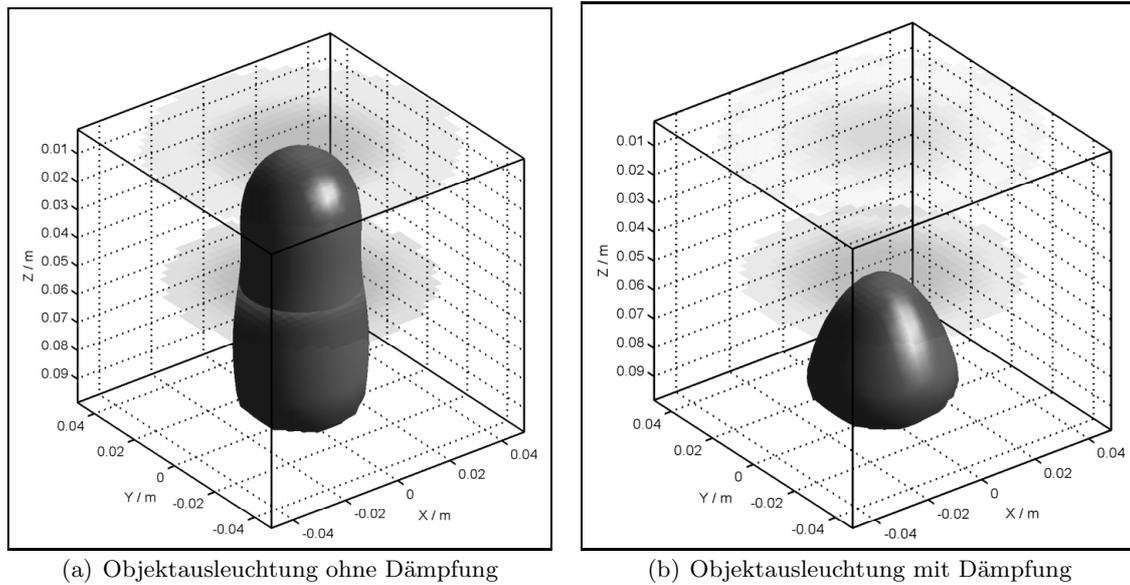


Abbildung 6.7: **Objektausleuchtung im zylindrischen USCT mit und ohne Dämpfung.** In Bild (a) ist die Berechnung der Objektausleuchtung für das Brustmodell unter alleiniger Berücksichtigung der Sensorcharakteristik zu sehen. Zwei transparente Schnittbilder zeigen den Werteverlauf der Objektausleuchtung entlang der horizontalen Ebene; dunklere Werte stellen eine größere Objektausleuchtung dar. Die dargestellte dreidimensionale Fläche verläuft entlang des Halbwertsabfalls. Wie erwartet, bildet sich eine Fokalregion aus. Durch den verschränkten mittleren TAS-Ring verdünnt sich dieser Zylinder etwas. Die Brustspitze wird teilweise über alle drei TAS-Ringe beleuchtet, weshalb sich dort die Halbwertsfläche ausbeult. Insgesamt füllt die Fokalregion 19,8 % des Brustvolumens aus. Bild (b) zeigt die Objektausleuchtung unter Berücksichtigung des geometrischen Ausbreitungsverlustes und der Dämpfung durch die Brust. Das Einbeziehen dieser Faktoren reduziert den Gesamtwert auf 0,05 %. Wie die Halbwertsfläche zeigt, dehnt sich die Fokalregion dabei nur noch von der Brustspitze bis zum Mittelpunkt der Brust aus. Das entsprechende Volumen ist auf 14,0 % des Brustvolumens geschrumpft.

Änderungen in den Bewertungsfunktionen verursachen.

Es wurden ferner unterschiedliche Formen für mögliche TAS-Köpfe evaluiert, die zum einen bautechnisch realisierbar waren und zum anderen zur neuen, leistungsfähigeren Datenaufnahme-Hardware passen. Dabei wurden neben unterschiedlichen Verhältnissen zwischen Sendern und Empfängern auf einem TAS-Kopf auch die Gesamtanzahl an TAS-Köpfen variiert, unter der Vorgabe, die Anzahl an Sensoren ähnlich zu halten. Für die verschiedenartigen TAS-Köpfe zeigte sich, dass diese über den gewählten Parameterraum hinweg ähnliche Resultate bewirken und dass insbesondere die Optionen mit der größten Anzahl an TAS-Köpfen am besten abgeschnitten haben, da sich mit ihnen die runde Grundform für die Sensorpositionierung gut approximieren lässt.

Die gewählte Form des neuen TAS-Kopfes ist quadratisch, mit vier Sendern und neun Empfängern, siehe Abb. 6.8. Die Anzahl dieser Köpfe wurde von 48 der ursprünglichen, rechteckigen TAS-Köpfe auf 160 erhöht, was insgesamt einer Anzahl von 640 Sendern und 1440 Empfängern entspricht. Der durch die Anzahl von 480 parallelen Aufnahmekanälen festgelegte Multiplex-

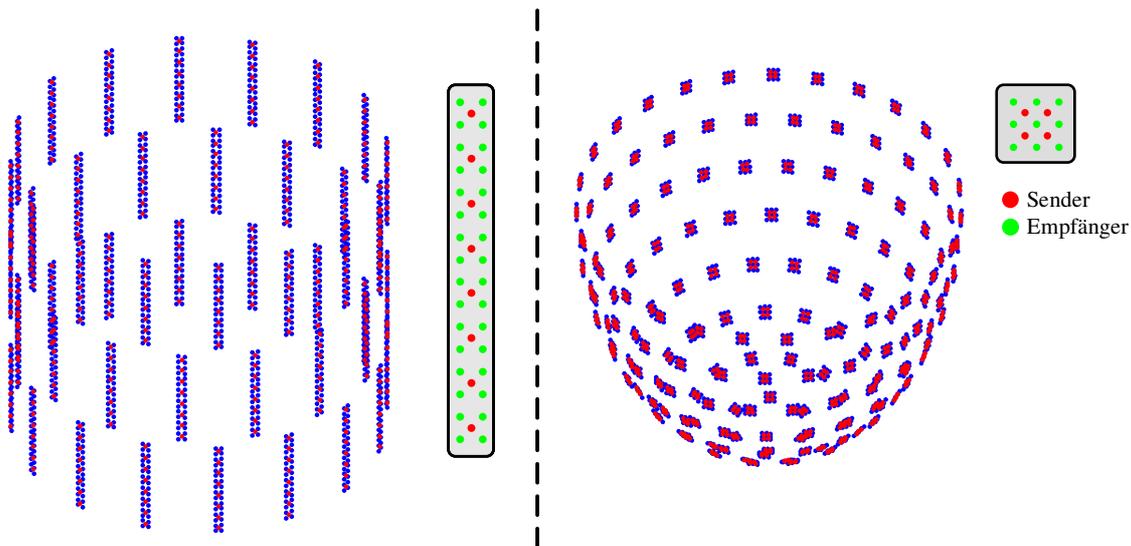


Abbildung 6.8: **Neuer TAS-Kopf.** Links ist die aktuelle zylindrische Sensorgeometrie sowie der entsprechende TAS-Kopf dargestellt. Rechts ist die neue quadratische TAS-Form zu sehen mit einer Beispielanordnung von 160 TAS-Köpfen auf einem Halbellipsoiden.

Faktor erniedrigt sich dadurch von bisher acht auf drei, was einer schnelleren Datenaufnahme zugutekommt. Durch das geänderte Verhältnis zwischen Sendern und Empfängern ist für eine ähnliche Anzahl an Ultraschallwandlern von 2080 – verglichen mit den jetzigen 1920 Sensoren – eine wesentlich höhere Zahl an SEK gegeben (ca. 900 000 gegenüber bisher ca. 600 000).

Die folgenden Untersuchungen wurden für die physikalisch vorhandenen Sensoren unter Einbeziehung realitätsnaher Gegebenheiten durchgeführt. Eine künstliche Erhöhung der Messdaten über zusätzliche Drehungen der Sensoranordnung wurde aus Gründen des geringeren Rechenaufwands und der alleinigen Bewertung des Grundsystems ignoriert. Abhängig von der Größe des Zwischenspeichers der neuen Datenaufnahme-Hardware können durchaus mehr Drehungen der Sensoranordnung durchgeführt werden. Für die nächste Generation des 3D-USCT ist zudem eine Änderung der Sensorpositionen in Elevationsrichtung vorgesehen.

Die Sensorgeometrie im Zusammenhang mit der Sensorcharakteristik definiert die grundlegende Ausleuchtung und Vermessung des abzubildenden Objektes. Die bisherigen Resultate zeigen, dass ohne eine hinreichend gute Objektausleuchtung die Auflösung und der Bildkontrast abnehmen. Im Folgenden werden deswegen zuerst eine mögliche Verbesserung der Objektausleuchtung und die entsprechenden Bedingungen untersucht. Eine Sensorgeometrie wird künftig als *optimal* bezeichnet, wenn sie im betrachteten Parameterraum das jeweilige Bewertungskriterium maximiert bzw. minimiert.

6.3.1 Optimale Sensorgeometrie zur Objektausleuchtung

Die Auswertung der Bewertungsfunktion zur Objektausleuchtung (Gleichung (4.16)) über den definierten Parameterraum der beiden Halbachsen a und b der ellipsoidalen Sensorgeometrie ist in Abb. 6.9 dargestellt. Dabei wurde die zusätzliche Neuausrichtung der TAS-Normalen in vertikaler Richtung zunächst ausgesetzt (siehe Kapitel 4.7.2), um dessen Einfluss zu veran-

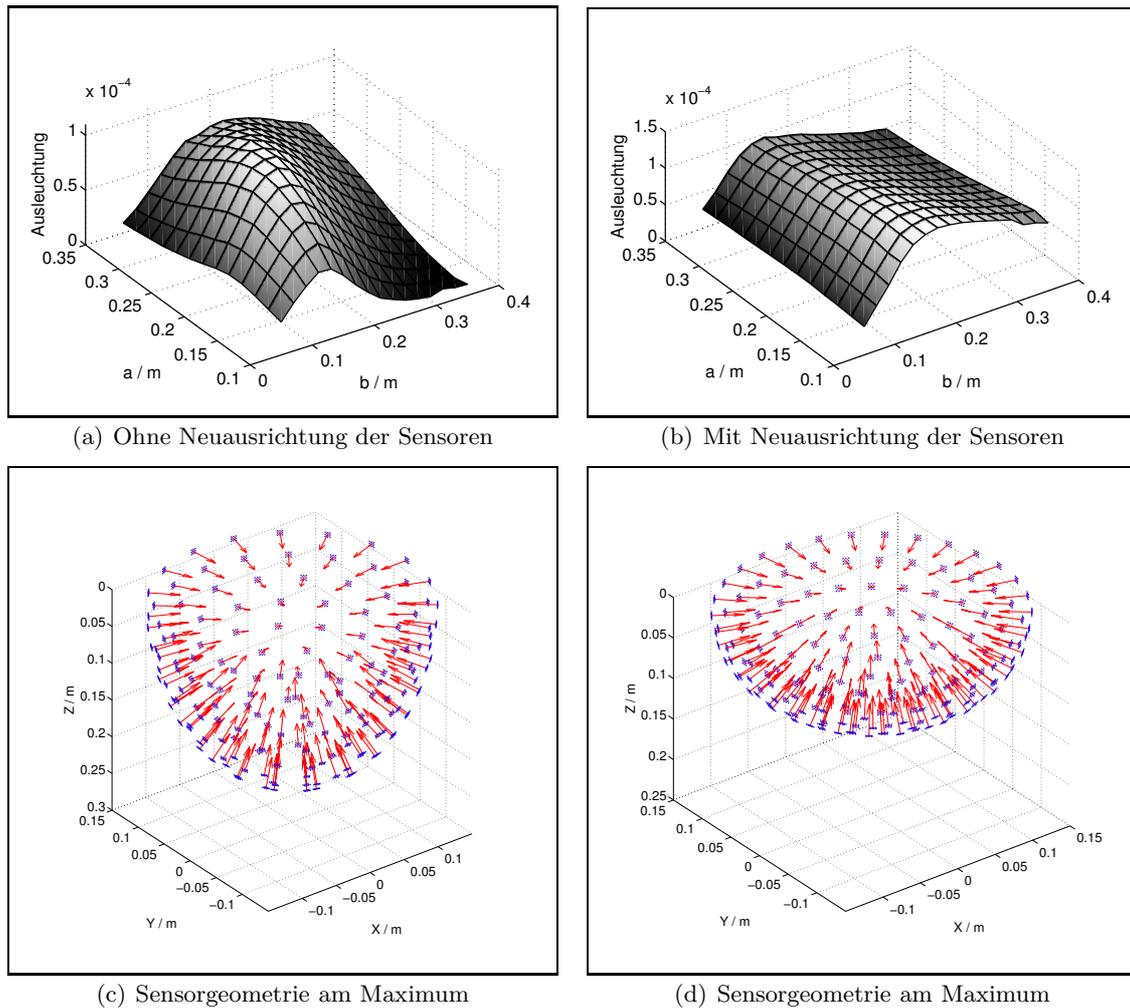


Abbildung 6.9: **Untersuchung des Einflusses der Ausrichtung der TAS-Köpfe auf die Objektausleuchtung.** Zu sehen ist die Auswertung des Kriteriums zur Objektausleuchtung für den Parameterraum über die beiden Halbachsen a und b der ellipsoidalen Sensorgeometrie. Ohne zusätzliche Ausrichtung (a) wird die Brust im Maximum um ein Drittel schlechter wahrgenommen und ist insgesamt inhomogener als mit der optimierten Ausrichtung (b). Die Bilder (c) und (d) zeigen jeweils die Sensorgeometrien, die das Maximum der Objektausleuchtung in dem betrachteten Parameterraum ohne und mit Neuausrichtung erzielen.

schaulichen. Es zeigt sich, dass nicht nur die Position des Maximums eine andere ist, sondern auch, dass es durch die Anpassung der Ausrichtung um 27,7 % höher ausfällt. Ohne Neuausrichtung wäre eine Sensorgeometrie bezüglich der Objektausleuchtung optimal, die viel größer als die modellierte Brust ist. Mit Neuausrichtung zeigt sich dagegen ein völlig anderer Werteverlauf über den Parameterraum hinweg. Signifikante Werteänderungen treten insbesondere bei der Variation der zweiten Halbachse b – des horizontalen Durchmessers – bis zu einem Wert von $b = 0,17$ m auf. Das entspräche einer Sensorgeometrie mit einem Durchmesser von 34 cm an der Oberseite. Die erste Halbachse a hat im Vergleich dazu mit Neuausrichtung der TAS-Köpfe einen untergeordneten Einfluss und bewirkt ein Maximum, wenn sie minimal ist.

D	\mathcal{O}^{\max}	Faktor Druckverlust bzgl. $D = 1,4$ mm	\mathcal{O}^{\max} · Druckverlust
1,4 mm	1,39E-4	1	1,39E-4
0,9 mm	2,91E-4	$(4/9)^2 \approx 0,2$	5,76E-5
0,4 mm	8,64E-4	$(1/9)^2 \approx 0,01$	1,07E-5

Tabelle 6.6: **Auswertungen zur Objektausleuchtung für unterschiedliche Wandlergrößen.**

Hierbei spiegelt sich die Tatsache wider, dass das Abstrahl- und Empfangsverhalten gerichtet ist, und diese „Felder“ miteinander multipliziert werden. Die Sensoren an der Unterseite, die zur Oberseite hin ausgerichtet sind und deren Abstand zur Brustspitze sich über die erste Halbachse a bestimmt, decken mit ihrem Winkelprofil die Brust von vornherein sehr gut ab. Damit die Sensoren an den Seitenwänden die Brust in ihrer Höhe von 10 cm komplett beschallen und vermessen können, ist jedoch ein wesentlich größerer Abstand vonnöten.

Damit hätte die optimale Sensorgeometrie die Ausmaße einer sehr breiten und flachen Schale. Solch eine Größe weist jedoch mehrere Nachteile auf. Zum einen wäre solch eine Geometrie bautechnisch schwer zu realisieren und auch lediglich für Brüste von einer maximaler Höhe von 10 cm geeignet. Die teilweise stark vergrößerten Laufstrecken der Ultraschallpulse könnten sich negativ auf die Abbildungsqualität auswirken, verursacht durch Effekte, die durch die Simulation nicht berücksichtigt werden. In jedem Fall gehen vergrößerte Laufstrecken mit einer größeren Unsicherheit in der Kenntnis der Wassertemperatur über die jeweiligen Strecken einher (siehe Kapitel 2.4.1).

Da diese Ausmaße der optimalen Sensorgeometrie maßgeblich durch die schmale Winkelcharakteristik der Sensoren bedingt sind, wäre es von Interesse, diese zu vergrößern. Nach Gleichung (4.7) ist das Abstrahlprofil von der Wellenlänge λ des ausgesendeten Pulses wie auch von der Elementgröße D abhängig. Die Wellenlänge zu verkleinern, um ein größeres Profil zu erhalten, ist aufgrund der damit einhergehenden schlechteren Auflösung auf Signalebene nicht erwünscht. Eine Verkleinerung der Wandlerfläche geht dagegen direkt linear mit einer Verminderung des erzeugten Schalldrucks und Verschlechterung der Empfangsensitivität ein und muss demnach über eine vergrößerte Anregungsspannung kompensiert werden.

Jeder der im USCT verbauten $(1,4 \text{ mm})^2$ großen und quadratischen Ultraschallwandler besteht aus neun Subelementen von $(0,4 \text{ mm})^2$ Fläche mit 0,1 mm breiten Sägeschnitten, die durch den Sägeprozess zur Strukturierung der Wandler bedingt sind. Durch Verringerung der Anzahl dieser Subelemente auf vier oder eins, sind sehr einfache Verkleinerungen der Wandlerfläche auf $(0,9 \text{ mm})^2$ und $(0,4 \text{ mm})^2$ Gesamtfläche möglich. Eine Auswertung des Parameterraums mit den jeweiligen durch die kleinere Wandlergröße vergrößerten Abstrahlwinkeln ist in Abb. 6.10 dargestellt. Die Verringerung der Abstrahlleistung und Sensitivität wurde bei diesen Diagrammen nicht berücksichtigt. Diese Faktoren sind mit weiteren Auswertungen in Tabelle 6.6 zusammengefasst.

Diese Auswertungen zeigen, dass durch die Vergrößerung des Abstrahlwinkels das Maximum der Objektausleuchtung bereits bei kleineren Ausmaßen der ellipsoidalen Sensorgeometrie auftritt. Ohne Berücksichtigung der durch kleinere Wandlerflächen verringerten Abstrahlleistung ist das Maximum der Objektausleuchtungsbewertung \mathcal{O}^{\max} größer, da der geometrische Ausbreitungsverlust für kleinere Sensorgeometrien entsprechend geringer ausfällt. Unter Be-

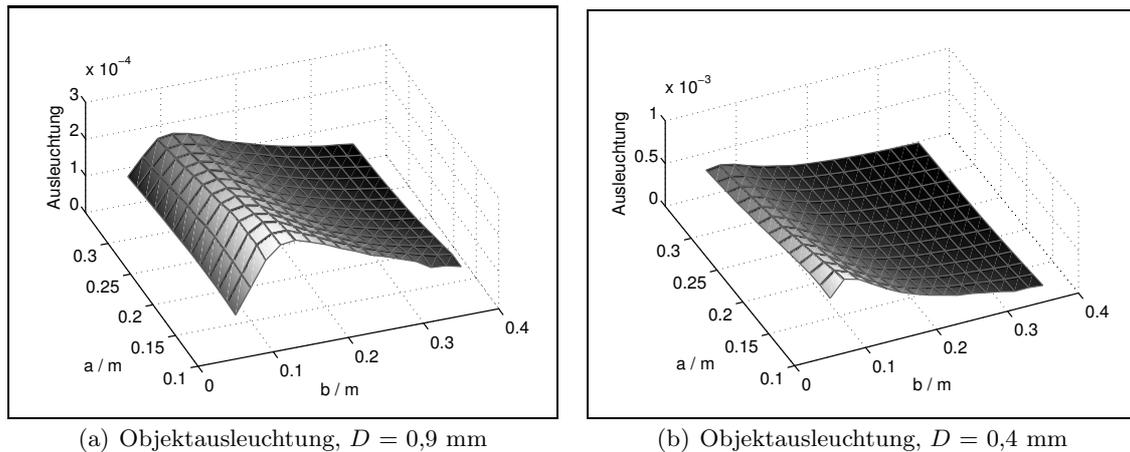


Abbildung 6.10: **Auswirkung unterschiedlicher Wandlergrößen auf die Objektausleuchtung.** Dargestellt sind die Auswertungen des Parameterraums mit zwei reduzierten Wandlergrößen von 0,9 mm (a) und 0,4 mm (b).

rücksichtigung des Verlustes an Ausgangsleistung und Sensitivität zeigt sich, dass das Maß für den Wandler mit 1,4 mm Seitenlänge um den Faktor 2,4 größer ausfällt als mit 0,9 mm Seitenlänge der Wandlerfläche und verglichen mit dem kleinsten Wandler sogar einem Unterschied von Faktor 13,0 entspricht.

Der Ausgangsdruck, der an einem Wandler erzeugt werden kann, hängt – bis zu einem Grenzwert – linear von der Anregungsspannung ab. Untersuchungen haben ergeben, dass diese verdreifacht werden kann (von ± 15 V auf ± 45 V)³, um die kleinere Wandlergröße von $(0,9 \text{ mm})^2$ ohne größere Verluste in der Objektausleuchtung einsetzen zu können. Diese kleinere Wandlergröße soll im Folgenden für die Auswertungen der Sensorgeometrien hinsichtlich Auflösung und Bildkontrast verwendet werden.

Bei Verwendung der bisherigen Wandlergrößen wäre eine Steigerung der Objektausleuchtung verglichen mit dem aktuellen 3D-USCT um den Faktor 2,5 möglich, würde jedoch sehr große Ausmaße der ellipsoidalen Sensoranordnung erfordern. Mit der auf vier Neuntel verkleinerten Wandlerfläche und der zusätzlichen Kompensation durch die erhöhte Anregungsspannung kann eine um den Faktor 3,1 erhöhte Objektausleuchtung realisiert werden.

6.3.2 Optimale Sensorgeometrie für die Auflösung

Unter der Vorgabe der kleineren Wandlergröße von $D = 0,9$ mm wird im Folgenden der Parameterraum bezüglich der Auflösung ausgewertet. Die Auswertung der Auflösung erfolgt analog zum Vorgehen für die Auswertung des aktuellen zylindrischen 3D-USCT. Abb. 6.11(a) zeigt die Auswertung über den gewählten Parameterraum.

Die Bewertung der unterschiedlichen Sensorgeometrien zeigt, dass insbesondere eine große Sensorgeometrie mit ähnlichen Halbachsen eine gute Auflösung bewirkt. Das liegt darin begründet, dass sich mit größerem Abstand der Sensoren zu den 42 Untersuchungspunkten im Brustmodell die Verteilung der Sichtwinkel weniger stark ändert (siehe Gleichung (3.11) und Abb. 3.7). Für kleine Geometrien werden die Punkte am Rand des Brustmodells über

³Die Sendespannungen für medizinische Zwecke liegen ca. zwischen 5 und 300 Volt.

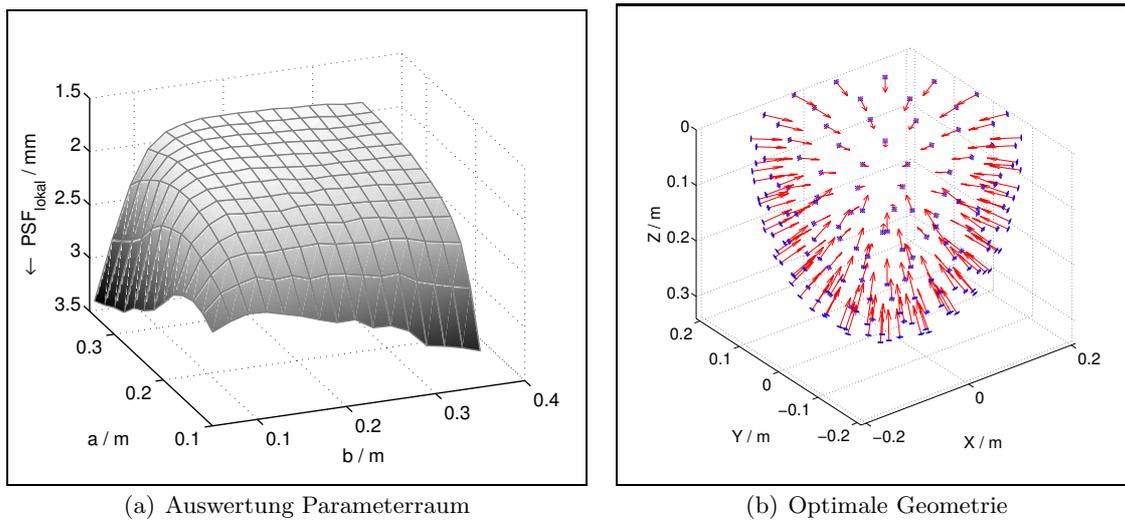


Abbildung 6.11: **Evaluierung der Auflösung über den Parameterraum.** Die Auswertung der Auflösung über die Halbachsen a und b zeigt, dass insbesondere für große Geometrien eine vergleichsweise gute Auflösung erzielt wird. Für jeweils niedrige Werte für a oder b fällt das Maß stark ab, wobei die Halbachse b den kritischeren Parameter darstellt. Rechts ist die Sensorgeometrie dargestellt, die die beste (kleinste) Bewertung im Parameterraum erzielt.

alle Winkel ungleichmäßiger vermessen, verglichen mit den Punkten im Zentrum des Brustmodells. Dieser Unterschied wird für größere Geometrien geringer, führt deswegen zu einer gleichmäßigeren Punktabbildung und damit einhergehend zu einer höheren Bewertung.

Die Extremfälle, dass eine der Halbachsen minimal ist, bewirken besonders schlechte Ergebnisse, wobei der Einfluss der zweiten Halbachse b (oberer Durchmesser der Sensoranordnung) signifikanter ist. Die Bewertung flacht für größere Geometrien sehr schnell ab. Die Grenzen dafür liegen ungefähr bei $a = 0,20$ m und $b = 0,10$ m.

Abb. 6.11(b) zeigt die optimale Geometrie aus diesem Parameterraum, die in einem Wert von PSF_{lokal} von 1,79 mm resultierte. Dies zeigt, dass durch die neue Sensorgeometrie unter *realen* Bedingungen ein 3D-Auflösungsvermögen erzielt werden kann, wie für den aktuellen 3D-USCT unter *idealisierten* Bedingungen (1,91 mm).

6.3.3 Optimale Sensorgeometrie zum Bildkontrast

Die Auswertung des Parameterraums mit der Kontrastfunktion ist in Abb. 6.12(a) dargestellt und zeigt – verglichen mit den anderen Bewertungsfunktionen – einen ungleichmäßigen Verlauf. Insbesondere ist der Unterschied zwischen Minimum und Maximum der Bewertungsfunktion über den gesamten Parameterraum nicht sehr groß. Die maximale Bewertung von 148,7 ist ca. 27,6 % größer als das Minimum (116,5). Verglichen mit dem Resultat für den 3D-USCT von 107,1 sind diese Werte generell höher, jedoch ist der Unterschied über die vielfältigen Sensorgeometrien eher gering.

Vergleichsweise hohe Kontrastwerte ergeben sich im Parameterraum für vasenförmige und schalenförmige Sensorgeometrien. Rekonstruktionsartefakte löschen sich in den Bildern überwiegend dann aus, wenn die Rückprojektionen nahe beieinander liegen, das heißt, dass für

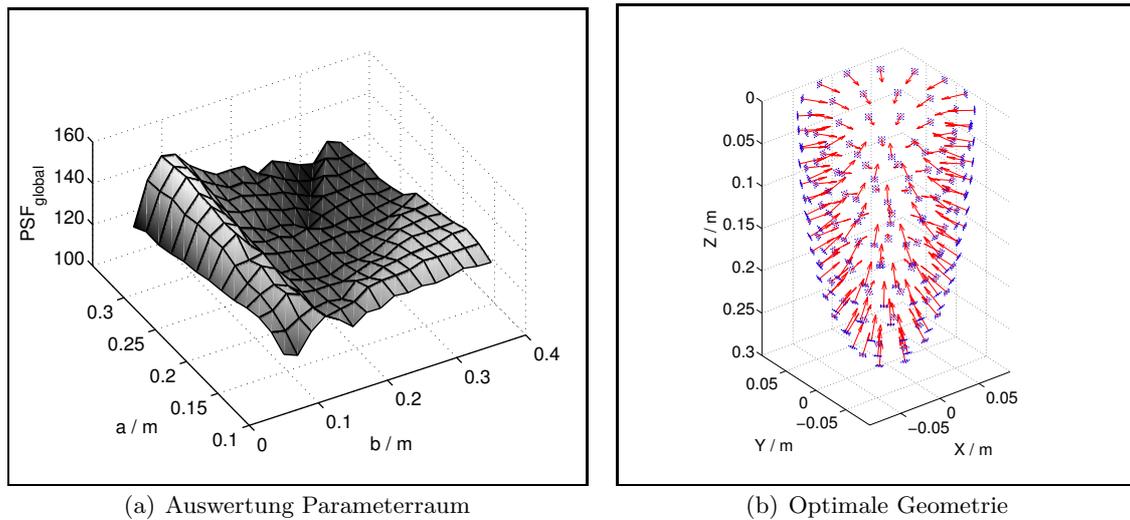


Abbildung 6.12: **Evaluierung des Kontrastes über den Parameterraum.** Die Auswertung der Kontrastfunktion über den Parameterraum ist insgesamt ungleichmäßig. Vergleichsweise hohe Werte werden insbesondere für kleine Werte der zweiten Halbachse b erzielt und gleichzeitig große Werte für die erste Halbachse a und umgekehrt. Rechts ist die vasenförmige Sensorgeometrie dargestellt, die die beste (größte) Bewertung im Parameterraum erzielt.

jede Rückprojektion eines Senders und Empfängers ein Vielzahl von weiteren Rückprojektionen von in der Nähe liegenden Sendern und Empfängern ihren Ursprung haben. Durch die begrenzte Anzahl an TAS-Köpfen, die möglichst gleichmäßig auf den Grundkörper verteilt werden, vergrößern sich die Lücken zwischen den TAS-Köpfen für größere Geometrien. Eine Untersuchung der Auswertungen für die horizontale Ebene und in der vertikalen Richtung ergab, dass eine Vergrößerung der Sensorgeometrie in der horizontalen Richtung einen höheren Kontrast für die horizontale Ebene bewirkt und gleiches auch für die vertikale Richtung gilt. Diese leichten Verbesserungen lassen sich damit über eine dichtere Winkelverteilung der Rückprojektionen in den 42 betrachteten Untersuchungspositionen erklären, die durch die größere Distanz der Wandler zu diesen Punkten bedingt ist. Eine Vergrößerung der Sensorgeometrie in beiden Achsen bewirkt dagegen zu große Lücken in der Sensoranordnung und damit schlechtere Kontrastwerte.

6.3.4 Zusammenführung der Bewertungen

Nach der Auswertung der einzelnen Kriterien zum Auflösungsvermögen, zum Kontrast und zur Objektausleuchtung sollen diese zusammengeführt werden, um eine Sensorgeometrie zu bestimmen, die allen Kriterien optimal genügt. Problematisch ist dabei, dass die Verläufe der Bewertungsfunktionen über den gewählten Parameterraum hinweg teilweise gegenläufig sind. Ziel ist es, eine Geometrie zu bestimmen, die möglichst wenig vom Optimum der jeweiligen Bewertungsfunktion entfernt ist. Da davon ausgegangen wurde, dass die ermittelte Geometrie nicht direkt konstruiert werden kann, sondern aus bautechnischen Gründen Abweichungen unterliegen wird, sollte die Zusammenführung der Bewertungen auch Aussagen darüber liefern, wie groß die Verschlechterung der Abbildungseigenschaften ausfällt. Wie der Vergleich zwischen der Auswertung des Kontrastes und der Objektausleuchtung zeigt, kann eine

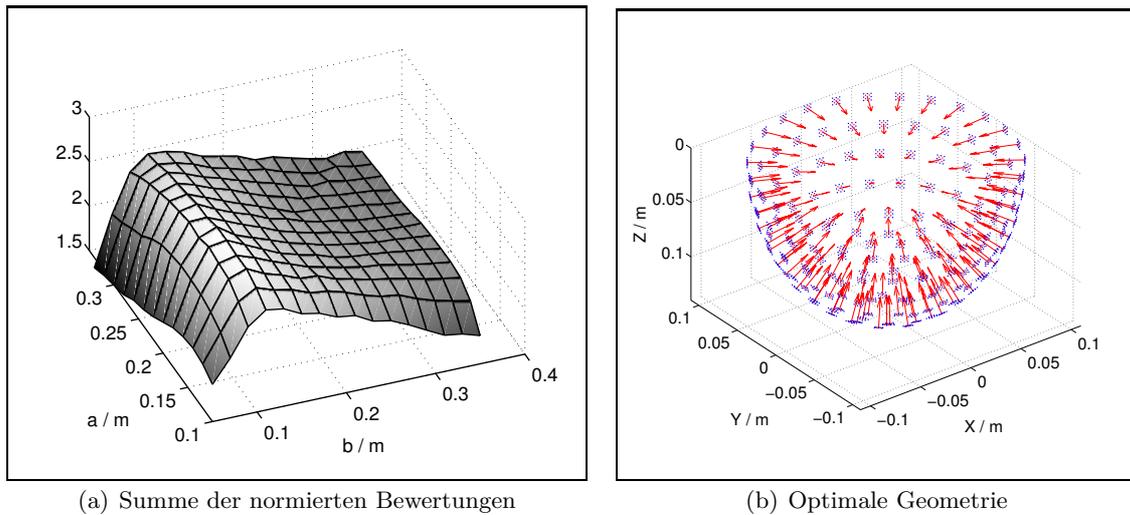


Abbildung 6.13: **Summe der normierten Bewertungsfunktionen über den Parameterraum.** Die Zusammenführung der einzelnen normierten Bewertungen zur Auflösung, Objektausleuchtung und Kontrast führt zu einem gleichmäßigen Verlauf, in dem der Einfluss des Kriteriums zur Objektausleuchtung am stärksten zu sehen ist. Das Maximum liegt bei $a = 0,18$ m und $b = 0,11$ m. Diese Sensorgeometrie ist rechts dargestellt.

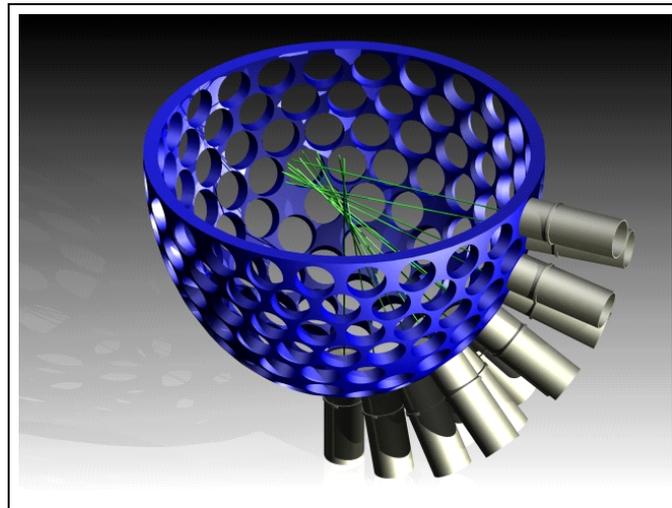
Änderung der Halbachsen der Sensorgeometrie eine signifikante Änderung der jeweiligen Bewertungsfunktion bewirken. Diese möglichen Varianzen sollen deswegen als Gewichtung der Einzelbewertungen dienen. Dazu wurde das Maximum des jeweiligen Kriteriums über den Parameterraum herangezogen und die restlichen Werte prozentual daran ausgerichtet. Für die Bestimmung des Maximums wurden die Randbereiche ($a = 0,10$ m und $b = 0,05$ m) ausgeschlossen, da diese Sensorgeometrien schwer zu realisieren sind.

Die Summe der normierten Auswertungen ist in Abb. 6.13(a) zu sehen. Dabei zeigt sich ein gleichmäßiger Verlauf, der hauptsächlich durch die zweite Halbachse b bestimmt wird. Größenänderungen in der ersten Halbachse a spielen hier eine untergeordnete Rolle.

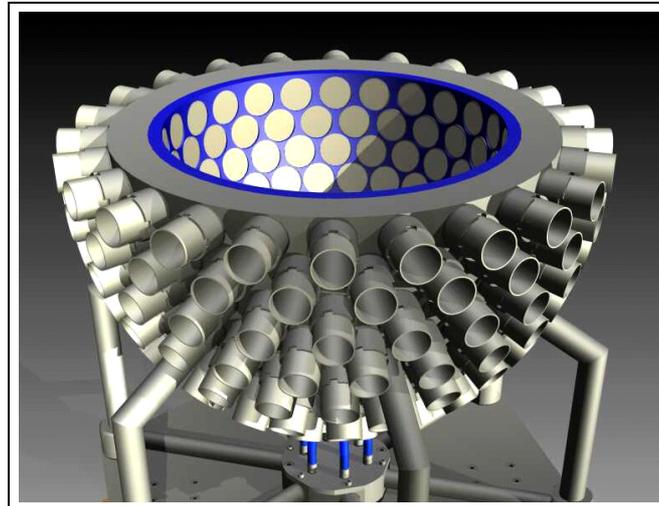
Durch die Ausdehnung der neuen TAS-Köpfe, die in Röhren mit einem Durchmesser von 2,8 cm verbaut sind, ist nicht genug Platz auf derjenigen Sensorgeometrie gegeben, die im gewählten Parameterraum die beste Bewertung erhält. Über die Auswertung des Parameterraums kann jedoch gut ermittelt werden, wie sich welche Vergrößerung auf die Gesamtbewertung bzw. auf die Einzelbewertungen auswirkt. So verursacht eine Vergrößerung der ersten Halbachse a einen kleineren Werteabfall als die der zweiten Halbachse b der ellipsoidalen Grundform. Eine Neuberechnung der Region um den relevanten Bereich im Parameterraum mit feinerer Auflösung und die Zusammenarbeit mit dem für den Bau der neuen Sensorhalterung verantwortlichen Ingenieur resultierten schließlich in einer Sensorgeometrie mit den Parametern $a = 0,175$ m und $b = 0,13$ m. Die Bewertung für diese Parameter ist um 3,5 % niedriger als das evaluierte Optimum der zusammengeführten Bewertungsfunktionen. Eine Konstruktionszeichnung dieser Sensorgeometrie ist in Abb. 6.14 dargestellt. Welche Abweichung dies von dem jeweiligen Maximum in den Einzelbewertungen bedeutet, zeigt Tabelle 6.7.

a	b	$\Delta\text{PSF}_{\text{lokal}}^{\text{max}}$	$\Delta\text{PSF}_{\text{global}}^{\text{max}}$	$\Delta\mathcal{O}^{\text{max}}$
0,18 m	0,11 m	7,2 %	6,3 %	9,5 %
0,175 m	0,13 m	8,2 %	11,3 %	12,9 %

Tabelle 6.7: **Abweichungen der Einzelbewertungen vom jeweiligen Maximum.** Die erste Zeile steht für diejenige Sensorgeometrie, die die geringsten Abweichungen vom Maximum der jeweiligen Bewertungskriterien aufweist. In der zweiten Zeile sind die Werte für die aus bautechnischen Gründen gewählte Sensorgeometrie gegeben.



(a) Innere Dämpfungsschicht mit Sensoren



(b) Sensoranordnung mit allen Sensoren

Abbildung 6.14: **Konstruktionszeichnung der neuen Sensorgeometrie.** Zu sehen sind die neuen röhrenförmigen TAS-Köpfe sowie deren Anordnung und Ausrichtung. Die gesamte Messanordnung ist drehbar und in der Höhe verstellbar.

μ_{XY}	σ_{XY}	$\mu_{XZ,YZ}$	$\sigma_{XZ,YZ}$	μ_{XYZ}	σ_{XYZ}	PSF _{lokal}
2,04 mm	0,07 mm	2,38 mm	0,33 mm	2,27 mm	0,34 mm	1,93 mm

Tabelle 6.8: **Resultate der Auswertung der 3D-Abbildungsfunktionen für die ausgewählte Sensorgeometrie mit den Halbachsen $a = 0,175$ m und $b = 0,013$ m.**

PSF _{global} ^{XY}	PSF _{global} ^Z	PSF _{global} ^{XYZ}
146,3	124,8	130,0

Tabelle 6.9: **Ergebnisse der Kontrastauswertung für die ausgewählte Sensorgeometrie mit den Halbachsen $a = 0,175$ m und $b = 0,013$ m.**

Im Vergleich mit dem aktuellen 3D-USCT⁴ ergibt dies eine Verbesserung des Maßes für die Auflösung um 51,4 % (Tabelle 6.8), eine Steigerung im Kontrast um 23,2 % (Tabelle 6.9) und in der Objektausleuchtung um einen Faktor von 2,7. Ein weiterer Vorteil ist, dass sich bezüglich der Objektausleuchtung das von der Halbwertsfläche begrenzte Volumen von 14,0 % beim aktuellen USCT auf 69,2 % des Volumens der modellierten Brust erhöht hat. In Abb. 6.15 sind die Auswertungen zum Auflösungsvermögen wie auch die Halbwertsfläche zur Objektausleuchtung dargestellt.

6.4 Verbesserung der Bildqualität

Die Optimierung der Sensorgeometrie bewirkt insbesondere eine verbesserte Ausleuchtung und Vermessung des abzubildenden Objektes sowie des Auflösungsvermögens, beseitigt jedoch nicht die Rekonstruktionsartefakte (Kontrast). Diese sind mit dem eingesetzten Bildrekonstruktionsalgorithmus und der lückenhaften Sensorgeometrie unweigerlich vorhanden. Im Folgenden sollen die Resultate der in Kapitel 5 beschriebenen Methoden zur Bildverbesserung präsentiert werden.

Diese Methoden werden über zwei Testobjekte evaluiert, siehe Abb. 6.16. Das erste Testobjekt besteht aus zehn vertikal durch den 3D-USCT gespannten Nylonfäden mit einem Durchmesser von 0,2 mm und einem Abstand von 2 mm zueinander. Diese Fäden weisen entlang der horizontalen Ebene ein Streuverhalten ähnlich eines Rayleigh-Streuers auf. Für sie besteht das Ziel, sie möglichst scharf abzubilden. Das zweite Testobjekt ist eine künstliche Brust, die für die Magnetresonanztomographie (MRT), die Röntgen-Computertomographie sowie für Ultraschalluntersuchungen geeignet ist [20]. Dieses wesentlich komplexere Objekt imitiert die (Ultraschall-)Eigenschaften einer Brust und beinhaltet künstliche Zysten sowie krebsähnliche Strukturen.

Für die Bewertung der Bildrekonstruktion der Nylonfäden wird das Maß zur Bewertung des Bildkontrastes (Gleichung (4.14)) herangezogen. Die Bewertung der Abbildung der künstlichen Brust kann dagegen nur subjektiv erfolgen, da die wahren Ultraschalleigenschaften nicht bekannt sind. Als Vergleich wird jedoch ein Bild herangezogen, das über die MRT erstellt wurde – das bisher einzige etablierte Verfahren der 3D-Bildgebung für die weibliche Brust.

⁴Für diesen Vergleich werden die Ergebnisse unter realistischen Bedingungen mit einer Motorposition herangezogen.

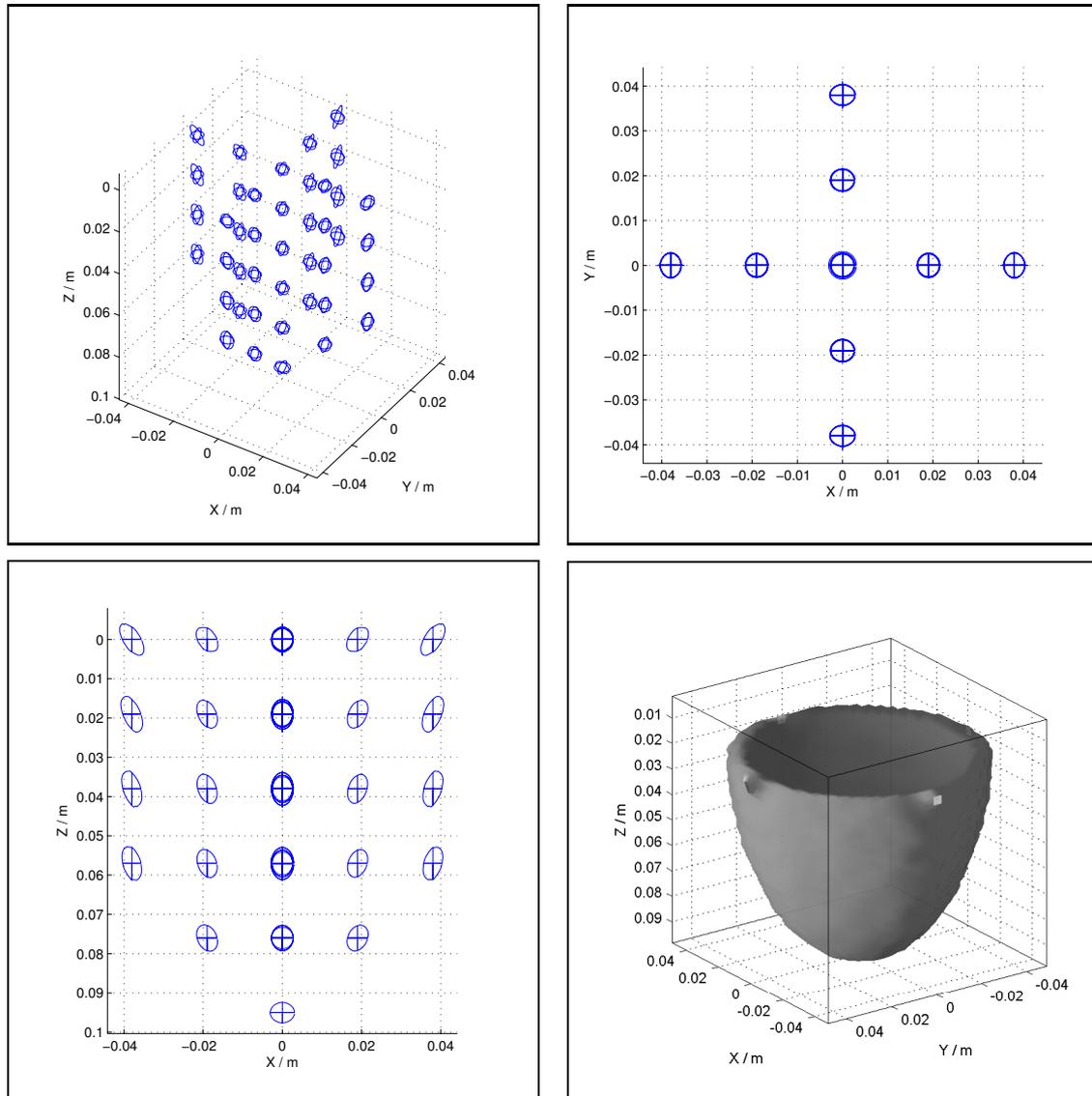


Abbildung 6.15: **3D-Abbildungsfunktionen und Halbwertsfläche zur Objektausleuchtung der neuen Sensorgeometrie.** Die Diagramme oben und links zeigen die – verglichen mit den Auswertungen des 3D-USCT (Abb. 6.3) – signifikante Verbesserung der allgemeinen Isotropie und Größe der 3D-Abbildungsfunktion. Zur besseren Darstellung wurden die Abbildungen um den Faktor 2,5 vergrößert. Die Grafik rechts unten zeigt die um ein Vielfaches vergrößerte Halbwertsfläche der Objektausleuchtung und damit einhergehend die umfassendere Vermessung des Brustmodells.

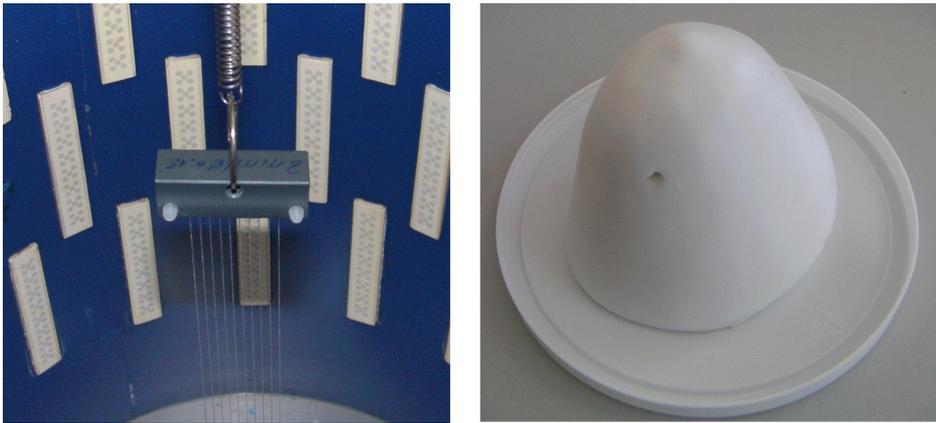


Abbildung 6.16: **Testobjekte zur Bewertung der Bildqualität.** Das Testobjekt links besteht aus zehn vertikal durch den 3D-USCT gespannten Nylonfäden. Rechts ist eine künstliche Brust abgebildet, die die Form einer hängenden Brust aufweist und die realen Ultraschalleigenschaften einer Brust imitieren soll.

6.4.1 Signalvorverarbeitung

Bereits in Kapitel 2.4.2 wurde exemplarisch gezeigt, dass die Signalvorverarbeitung für USCT unerlässlich ist. Ungenauigkeiten in der Sensorpositionierung und in der Kenntnis der Schallgeschwindigkeitsverteilung im Wasser und im Objekt verhindern es, dass sich die Reflexionspulse aus den Rohdaten konstruktiv in der Bildrekonstruktion überlagern.

Die ursprünglich zur Bildverbesserung vorgeschlagene Verwendung einer optimalen Pulsform für die Rückprojektion wird hier angewendet, um schärfere und kontrastreichere Bilder zu rekonstruieren. Für eine möglichst präzise Bestimmung der Ankunftszeit jedes Reflexionspulses kommt die in Kapitel 5.3.1 beschriebene modellbasierte Pulsdetektion zum Einsatz. Diese Daten werden in einer anschließenden Nachbearbeitung mit einer zeitlich skalierten Version dieser optimalen Pulsform gefaltet (Gleichung (5.2)), wobei die zeitliche Skalierung dem mittleren zeitlichen Fehler σ_t des Gesamtsystems entspricht. Der Wert von σ_t definiert – vom Pulsmaximum aus gesehen – den beiderseitigen Abstand der ersten Nullstellen des auf Sinc-Pulsen basierenden Faltungspulses.

In Abb. 6.17 sind Bildrekonstruktionen der zehn Nylonfäden für unterschiedliche Vorverarbeitungen zu sehen. Zum einen wurde eine Rekonstruktion mit der üblicherweise eingesetzten Bildung der Einhüllenden der A-Scans durchgeführt und zum anderen die Anwendung eines mit unterschiedlichen Werten für σ_t zeitlich skalierten Pulses abgebildet und ausgewertet. Dabei steht $\sigma_t = 100$ ns für einen Puls, der für die gegebene Abtastfrequenz einem Dirac-Impuls entspricht, wodurch die Originaldaten aus der Pulsdetektion für die Rekonstruktion verwendet werden. Es ist zu sehen, dass für $\sigma_t = 800$ ns die Kontrastfunktion für dieses Experiment maximiert wird. Diese zeitliche Unschärfe kompensiert demnach hinreichend die oben genannten Fehler, die bei der Vermessung dieses Testobjektes aufgetreten sind. Dieser zeitliche Fehler lässt sich für dieses Experiment in die jeweils maximalen Ausmaße der möglichen Fehlerquellen umrechnen. Der maximale zeitliche Fehler – verursacht durch die Datenaufnahme und Signalvorverarbeitung – beträgt hierbei 400 ns, der maximale Fehler zwischen angenommener und wahrer Position der Sensoren 0,3 mm und die maximale durchschnittli-

che Temperaturabweichung über eine Laufstrecke von 0,20 m ca. 0,8 °C.

Die Auswertung der Kontrastfunktion ergab für das Bild, das mit Hilfe der Einhüllenden rekonstruiert wurde, einen Wert von 4,2. Die Verwendung der unverarbeiteten Daten aus der Pulsdetektion erhöht diesen Wert auf mehr als das Doppelte (9,2) und die Anwendung des zeitlich skalierten Pulses kann diesen Wert noch einmal um 50 % auf 13,9 steigern.

Die Bildrekonstruktionen einer Schicht durch die künstliche Brust mit unterschiedlichen Vorverarbeitungen der A-Scans sind in Abb. 6.18 dargestellt. Zum Vergleich zeigt Abb. 6.18(d) ein Schichtbild aus einer MRT-Aufnahme derselben Brust. Dabei kam zum einen die übliche Methode zur Vermeidung von Auslöschungen im Bild zum Einsatz (Bildung der Einhüllenden aus den Rohdaten), siehe Abb. 6.18(a). Zu sehen ist der Querschnitt durch zwei Zysten sowie eine stark streuende Struktur. Diese dominiert das Bild als helle Region. Ferner sind die Umrandungen der Zysten nicht gleichmäßig abgebildet, was insbesondere durch den eingeschränkten Sichtwinkel der verbauten Ultraschallwandler verursacht wird.

In Abb. 6.18(b) ist der optimale Puls mit der für dieses Experiment empirisch ermittelten Skalierung von $\sigma_t = 800$ ns eingesetzt worden. Das Bild wird dadurch insgesamt schärfer und gleichmäßiger. Die stark streuende Struktur stellt sich hier komplett anders dar und tritt als punkteartiges Muster ähnlich dem Hintergrund auf.

Schließlich ist in Abb. 6.18(c) eine Bildrekonstruktion zu sehen, für die die Daten unverarbeitet aus der Pulsdetektion verwendet wurden. Durch das Fehlen negativer Anteile in den A-Scans stellt sich die stark streuende Struktur wie bei der Anwendung der Einhüllenden als leuchtender Fleck dar. Verglichen damit stellt diese Bildrekonstruktion die Strukturen insgesamt schärfer dar.

Mit dieser Vorverarbeitung ist ein einfaches Mittel gegeben, trotz Unsicherheiten im Gesamtsystem, möglichst scharfe und kontrastreiche Bilder rekonstruieren zu können. Für Systeme, bei denen keine größeren Pulsverformungen zu erwarten sind, kann die aufwändige Pulsdetektion durch eine Faltung mit dem Sendepuls (*matched filter*) ersetzt werden, um hohe Werte an Zeitpunkten des Pulsbeginns einzelner Reflexionen zu erhalten und diese schließlich mit einer adäquat zeitlich skalierten Version des optimalen Pulses zusätzlich zu falten.

6.4.2 Stochastische Bildrekonstruktion

Die in Kapitel 5.4 beschriebene Bildrekonstruktion auf stochastischer Basis soll einen ersten Schritt zu einer Bildrekonstruktion darstellen, die die inhärenten Fehler solch eines komplexen Systems wie den 3D-USCT berücksichtigen kann.

Für die Rekonstruktion der Nylonfäden wurde der Datensatz dahingehend eingeschränkt, dass nur 16 Sendeelemente einer Schicht und 64 Empfangselemente über zwei Schichten ohne zusätzliche Drehung der Sensoranordnung einbezogen werden. Diese geringe Anzahl an Daten genügt, um die Fäden zu rekonstruieren, führt aber zu starken Rekonstruktionsartefakten in der Umgebung der Fäden. Diese Artefakte stellen eine gute Möglichkeit dar, die bisherige Bildrekonstruktion mit der stochastischen Bildrekonstruktion zu vergleichen.

In den Abbildungen 6.19(a) und 6.19(b) sind Rekonstruktionen der zehn Nylonfäden mit dem SAFT-Algorithmus und der Kalman-Filter-Rekonstruktion zu sehen. Die Auflösung des SAFT-Bildes beträgt 407×407 Pixel. Die Anzahl der verteilten Kalman-Filter wurde auf 87×87 festgelegt, das daraus erstellte Bild jedoch mit der gleichen Anzahl an Pixel rekonstruiert. Die geringere Anzahl an Kalman-Filtern ist durch den höheren Aufwand der

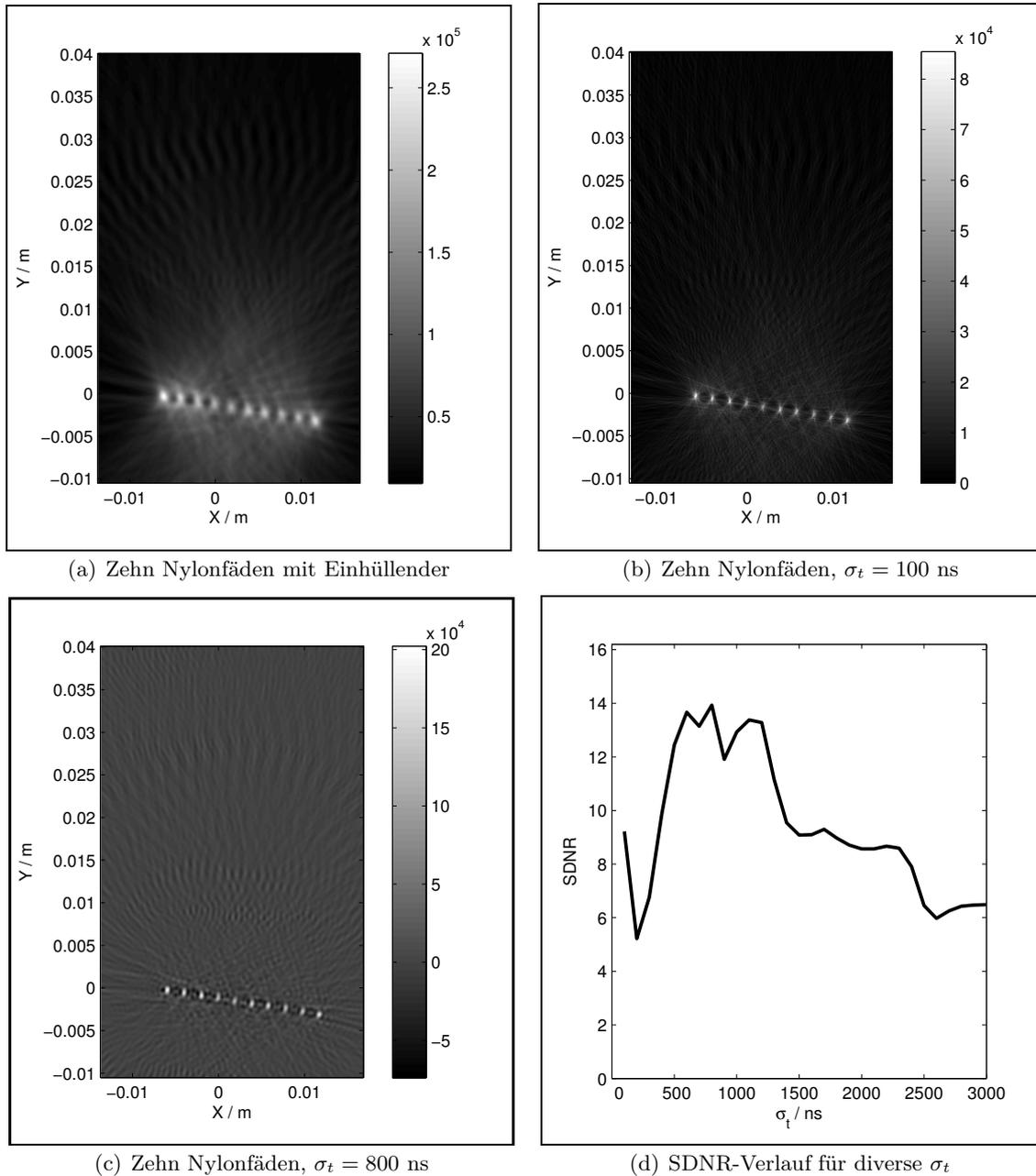
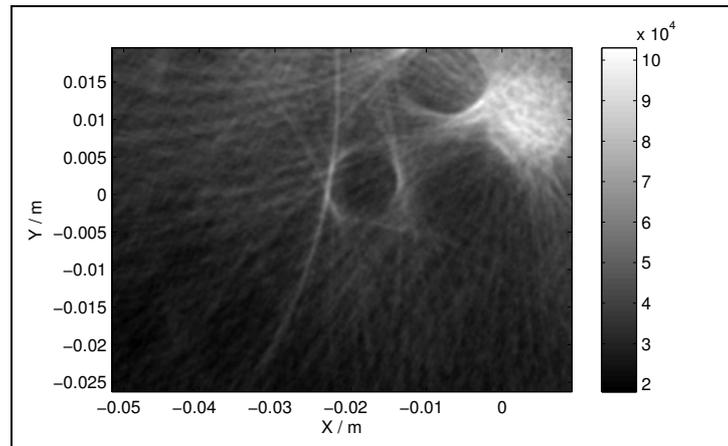
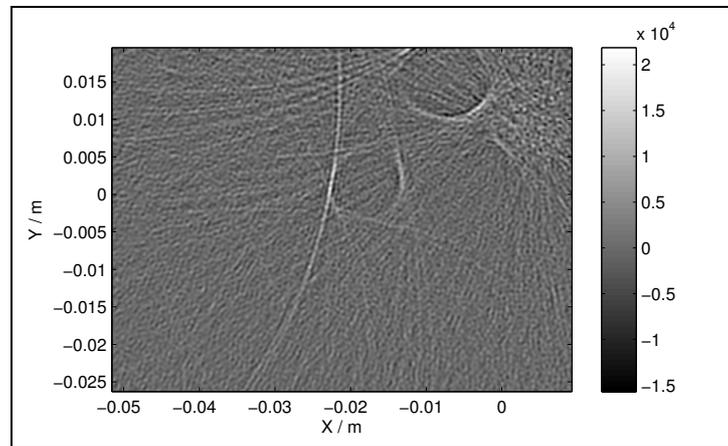
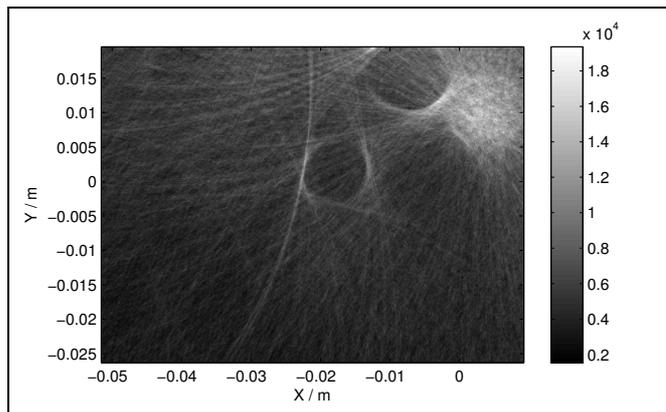
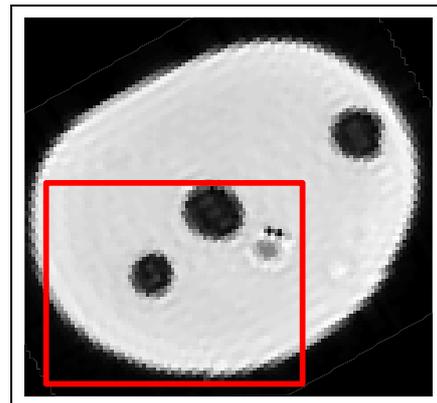


Abbildung 6.17: **Bildrekonstruktionen der Nylonfäden mit unterschiedlichen Pulsformen.** Für Bild (a) wurde die Einhüllende der Rohdaten verwendet. Das Bild wird dadurch unscharf und die einzelnen Fäden sind von einem Artefakteppich umgeben. Bild (b) zeigt die Rekonstruktion mit den Originaldaten aus der Pulsdetektion. In Bild (c) ist diejenige Pulsform verwendet worden, die die Kontrastfunktion für dieses Experiment maximiert. Das Diagramm in (d) stellt die Auswertung der Kontrastfunktion für unterschiedliche Werte von σ_t dar.



(a) Rekonstruktion mit Einhüllender

(b) Rekonstruktion mit skaliertem Puls ($\sigma_t = 800$ ns)(c) Rekonstruktion mit skaliertem Puls ($\sigma_t = 100$ ns)

(d) MRT-Schichtbild

Abbildung 6.18: **Bildrekonstruktionen der künstlichen Brust mit unterschiedlichen Pulsformen.** Oben und links sind drei Schichtrekonstruktionen der künstlichen Brust dargestellt. Rechts ist ein Schichtbild aus einer MRT-Aufnahme derselben Brust zum Vergleich abgebildet.

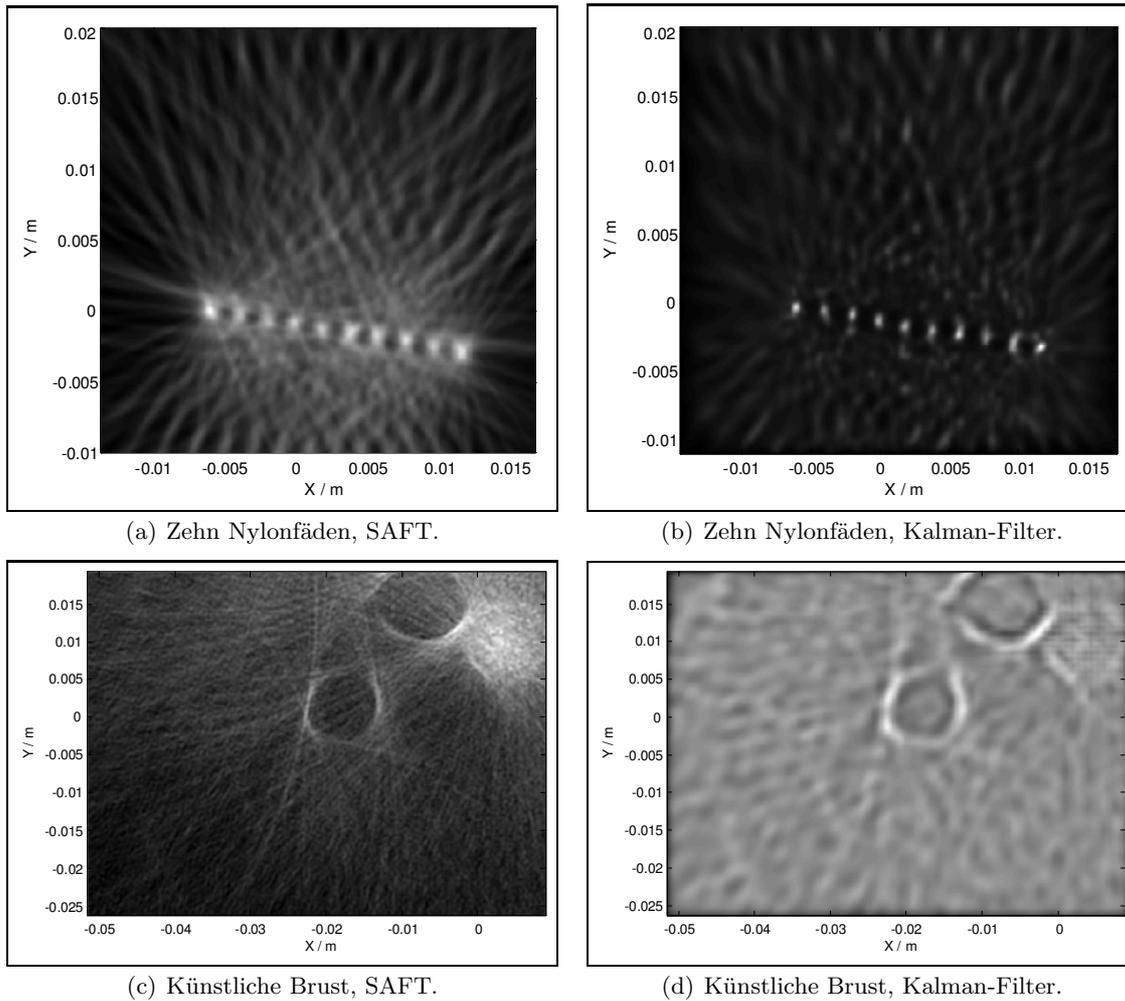


Abbildung 6.19: **Vergleich der stochastischen Bildrekonstruktion mit SAFT.** Dargestellt sind Bildrekonstruktionen für zwei Testobjekte über die bisherige SAFT-Methode sowie über verteilte Kalman-Filter. Bild (a) zeigt eine Schichtrekonstruktion durch die Fäden mittels SAFT und Bild (b) das Vergleichsbild über die stochastische Bildrekonstruktion. In den Bildern (c) und (d) sind Schichtbilder durch die künstliche Brust dargestellt.

Kalman-Filter-Rekonstruktion begründet. Es zeigt sich, dass die Artefakte bei der stochastischen Bildrekonstruktion weitaus geringer sind. Die Auswertung über die Kontrastfunktion ergibt für das SAFT-Bild einen Wert von 3,7, für die Kalman-Filter-Rekonstruktion einen mehr als doppelt so großen Wert von 10,5.

Abb. 6.19(c) und Abb. 6.19(d) zeigen die Rekonstruktionen der künstlichen Brust mittels SAFT und den verteilten Kalman-Filtern. Der Ausschnitt ist identisch mit dem der MRT-Aufnahme in Abb. 6.18(d). Die Auflösung des SAFT-Bildes beträgt hierbei 805×605 Pixel, wohingegen die stochastische Bildrekonstruktion mit 73×55 Kalman-Filtern durchgeführt wurde. Diese geringe Anzahl an Filtern bewirkte für dieses Experiment ein gutes Abbild der Strukturen. Insgesamt stellt sich dadurch die Abbildung unschärfer dar, die Zysten sind jedoch verglichen mit dem SAFT-Bild als geschlossene Strukturen dargestellt. Die stark streuende

Struktur bildet sich bei der stochastischen Bildrekonstruktion ähnlich ab wie die SAFT-Bildrekonstruktion mit dem optimalen Puls und dominiert nicht das Bild. Da viele Reflexionen aus dieser Region stammen und damit viele Rückprojektionen in diese Region fallen, haben sich die Kovarianz-Matrizen der Kalman-Filter in dieser Region am stärksten verkleinert und bewirken im Bild ein leicht punkteartiges Muster. Obwohl diese Kovarianzen die kleinsten im gesamten Bild sind und damit einzeln für sich die dichteste Wahrscheinlichkeitsmasse repräsentieren, stellen sie sich im Bild nicht am hellsten dar. Durch die Verschiebung der Filter und Angleichung an die Messungen überlappen sich die Kalman-Filter an den Zystenrändern und resultieren in der Summe in einem höheren Grauwert.

Die Resultate zeigen, dass dieser erweiterte Ansatz auf reale Messungen anwendbar ist, die nicht nur in der Amplitude verrauscht sind, sondern auch in der zeitlichen Komponente der Ankunftszeiten der Reflexionspulse. Für die Auswertung mit den zehn Nylonfäden konnte demonstriert werden, dass selbst für einen stark reduzierten Datensatz noch gute Bilder mit dem stochastischen Ansatz zu erzielen sind, sofern das abzubildende Objekt aus Punktstreuern aufgebaut ist. Die Schichtrekonstruktion der künstlichen Brust veranschaulicht dagegen die Anwendung des stochastischen Ansatzes auf ein komplexeres Objekt, das stark isotrop und anisotrop streuende Komponenten enthält. Die Strukturen in der betrachteten Schicht konnten gut wiedergegeben werden.

Durch die geringe notwendige Anzahl an Kalman-Filtern ist der Rechenaufwand der stochastischen Bildrekonstruktion in der gleichen Größenordnung wie beim bisherigen SAFT-Ansatz, erlaubt jedoch die Berücksichtigung von systembedingten Unsicherheiten. Durch die Möglichkeit, lokal für jeden Kalman-Filter die Messunsicherheit abhängig von seiner Position im Objekt und zur SEK der jeweiligen Messungen anzupassen, können vielfältige Einflüsse auf die Verarbeitung der Messdaten durchgeführt werden. Wie die Parameter der Kalman-Filter – Systemrauschen und Messunsicherheit – für eine weiter verbesserte Bildqualität adaptiv festzulegen sind, ist Stand aktueller Forschungsarbeiten.

6.5 Wesentliche Ergebnisse des Kapitels

In diesem Kapitel wurden die Abbildungseigenschaften des 3D-USCT bezüglich des Auflösungsvermögens, der allgemeinen Bildqualität sowie der Objektausleuchtung untersucht. Für die nächste Generation des 3D-USCT wurden ferner diese Kriterien für neue Sensorgeometrien mit ellipsoidaler Grundform evaluiert, um eine neue, die Abbildungseigenschaften verbessernde Sensorgeometrie festzulegen. Schließlich wurden die Ergebnisse der vorgeschlagenen Methoden zur Bildverbesserung präsentiert.

Die über Simulationen durchgeführte Analyse der Abbildungseigenschaften des aktuellen 3D-USCT zeigte Schwächen hinsichtlich des Auflösungsvermögens in vertikaler Richtung und der gleichmäßigen Objektausleuchtung auf. Ursache dafür sind insbesondere die zylindrische Sensorgeometrie wie auch die schmale Sensorcharakteristik der verbauten Ultraschallwandler. Die zusätzlichen Drehungen der Sensoranordnung auf insgesamt sechs Positionen weist insbesondere für den Bildkontrast in der horizontalen Ebene Vorteile auf, da darüber die Sensordichte künstlich vergrößert wird. Ferner konnte mit Hilfe der Simulationsumgebung ein Vergleich zwischen den hier berücksichtigten, realitätsnahen Gegebenheiten einer Messung und den üblicherweise angenommenen Idealisierungen durchgeführt werden, der aufzeigt, dass diese Einbeziehung unerlässlich ist.

Für die Bestimmung einer neuen, die Abbildungseigenschaften verbessernden Sensorgeometrie wurde ein neuer TAS-Kopf festgelegt, kleiner als der bisherige und mit quadratischer Grundfläche, um die runde Grundform der neuen, ellipsoidalen Sensorgeometrie besser besetzen zu können. Für eine optimale Objektausleuchtung – als wesentliches Kriterium – ergab sich für diese Grundform eine Sensorgeometrie, deren Ausmaße ungefähr den doppelten Umfang der jetzigen Sensoranordnung aufweist. Da dies durch die schmale Sensorcharakteristik bedingt ist, wurde diese durch eine Verkleinerung der Wandlerfläche der verbauten Ultraschallwandler von $\pm 15^\circ$ auf $\pm 24^\circ$ vergrößert, wobei der Verlust an Schalleistung durch eine erhöhte Anregungsspannung kompensiert werden kann.

Die Evaluierung ellipsoidaler Sensorgeometrien unterschiedlicher Ausmaße zeigte signifikante Verbesserungen in der Objektausleuchtung und Auflösung, jedoch keine wesentlichen Verbesserungen im Kontrast, da Rekonstruktionsartefakte bei SAFT hauptsächlich von der gegebenen Sensordichte abhängen, die in der nächsten Generation des 3D-USCT nicht größer ausfällt. Die Ausmaße der neuen Sensorgeometrie, die bezüglich dieser Kriterien der Abbildungseigenschaften die geringste Abweichung vom jeweiligen Maximum aufweisen, betragen 0,18 m in der Höhe mit einem Radius an der Oberseite von 0,11 m. Aus bau- und platztechnischen Gründen musste die neue Sensoranordnung größer ausfallen (0,175 m in der Höhe und 0,13 m Radius), was jedoch in der Gesamtgewichtung lediglich einem Abfall von 3,5 % vom Maximum der zusammengeführten Kriterien entspricht. Verglichen mit dem aktuellen 3D-USCT ergibt diese Sensorgeometrie eine Erhöhung in der Objektausleuchtung um den Faktor 2,7, eine Verbesserung des Maßes für die Auflösung um 51,4 % und im Kontrast um 23,2 %.

Die Evaluierung der Methoden zur Bildverbesserung zeigten, dass über den Einsatz einer dem zeitlichen Fehler des Systems angepassten Pulsform der Bildkontrast maßgeblich gesteigert werden kann. Für ein Testobjekt mit zehn Nylonfäden konnte der Kontrast darüber verdreifacht werden. Die Auswertung mit einer künstlichen Brust demonstrierte eine schärfere und gleichmäßigere Abbildung durch diese Signalvorverarbeitung. Die Auswertung der stochastischen Erweiterung der Bildrekonstruktion über verteilte Kalman-Filter zeigte, dass dieser Ansatz auf reale Daten anwendbar ist, Artefakte im Bild mindert und Bilder mit verbesserter struktureller Information liefert. Ferner ist es darüber möglich, systembedingte Fehler während der Bildrekonstruktion adäquat zu berücksichtigen.

7 Zusammenfassung, Diskussion und Ausblick

Diese Arbeit untersucht erstmals die Abbildungseigenschaften eines 3D-Ultraschall-Computertomographen unter realitätsnahen Bedingungen und erfasst die wesentlichen Systemparameter, die die Bildqualität beeinflussen. Eine darauf aufbauende Optimierung resultiert in einer Sensoranordnung mit signifikant gesteigerter Leistungsfähigkeit bezüglich der Bildgebung.

Die Abbildungseigenschaften des 3D-USCT, wozu in dieser Arbeit das Auflösungsvermögen, die Objektausleuchtung und der Kontrast in den Bildrekonstruktionen zählen, sind für solch ein System bislang lediglich theoretisch und mit vielen Einschränkungen untersucht worden. Reale Gegebenheiten wurden nicht berücksichtigt und systemimmanente Fehler außer Acht gelassen. Diese zu untersuchen, die Abbildungseigenschaften beeinflussende Systemparameter auszumachen sowie das Gesamtsystem zu verbessern, stellen die Aufgaben der vorliegenden Arbeit dar.

Eine Vielzahl von Parametern haben auf die eine oder andere Weise Einfluss auf die Abbildungseigenschaften des 3D-USCT. Die Analyse der bildbeeinflussenden Systemparameter hat ergeben, dass als einziger Parameter die durch die *Sensorgeometrie* definierte Sensoranordnung und -ausrichtung *alle drei* Kriterien der Abbildungseigenschaften beeinflusst und damit die wesentliche Komponente solch eines Systems darstellt. Ferner bildet für die hier betrachtete Reflexionstomographie die Bestimmung der Ankunftszeit einzelner Reflexionspulse – und nicht die Pulsform – die Grundlage für die präzise Zuordnung der Aufnahmedaten zu den Bildpunkten. Einflussfaktoren darauf sind auf Seiten der Hardware die Datenaufnahmeelektronik wie auch die benutzten Ultraschallwandler und auf Seiten der Software die Signalvorverarbeitung und die Parametrisierung der Bildrekonstruktion. In Berechnungen wurde dargelegt, in welchem Maße der zeitliche Fehler ausfallen kann, um mit unverarbeiteten Rohdaten hinreichend gute Bilder rekonstruieren zu können. Die dafür notwendige Präzision der Zuordnung zwischen zeitlichem Druckverlauf und Position im Raum liegt im Submillimeter-Bereich und kann von keinem realen System erfüllt werden. Dies macht eine Vorverarbeitung der Daten vor der eigentlichen Bildrekonstruktion unabdingbar, die bisher in der Literatur nicht berücksichtigt wurde.

Um die Abbildungseigenschaften von beliebigen Sensoranordnungen unter Berücksichtigung von realistischen Einflüssen untersuchen und bewerten zu können, wurde eine Simulationsumgebung entwickelt. Diese berechnet die Ankunftszeiten von Reflexionen definierter Punktstreuer und berücksichtigt, bezogen auf die Amplitude der emittierten Ultraschallpulse, den geometrischen Ausbreitungsverlust, die Richtcharakteristik der betrachteten Ultraschallwandler, Dämpfung des Brustgewebes eines definierten Brustmodells und ein materialabhängiges Streuverhalten eines Punktstreuers. Vergleiche zwischen Auswertungen mit und ohne Berücksichtigung dieser Einflüsse haben ergeben, dass die Resultate für sonst gleiche Gegebenheiten stark variieren, womit die Einbeziehung dieser Faktoren für eine Bewertung der Leistungsfähigkeit solch eines Systems unerlässlich ist.

Für die Auswertung des Auflösungsvermögens wurde eine Analyse der räumlichen 3D-Ab-

bildungsfunktion durchgeführt. Unter Einbeziehung realer Gegebenheiten des Messvorgangs kann diese nicht analytisch bestimmt werden und muss aus diesem Grund über eine numerische Methode evaluiert werden. Die Beiträge der Reflexionsmessungen eines Punktstreuers zum Bild können als Ellipsoide parametrisiert werden. Auf dieser Basis wurde ein neuartiger und effizienter Algorithmus entwickelt, der entlang von Geraden im Raum ein exaktes Werteprofil der 3D-Abbildungsfunktion bestimmen und über eine Vielzahl solcher Geraden diese approximieren kann. Die Äquivalenz dieser allgemeinen Methode wurde mit der bisher einzigen und für einen Spezialfall hergeleiteten analytischen Lösung zur Ausdehnung der Abbildungsfunktion nachgewiesen.

Für die Bewertung der Abbildungseigenschaften sind, neben der Auflösung, der Bildkontrast und die Objektausleuchtung zu evaluieren. Die Auswertung des Kontrasts bzw. der Rekonstruktionsartefakte erfolgt über Bildrekonstruktionen von Punktstreuern an unterschiedlichen Positionen innerhalb der modellierten Brust. Die Rekonstruktionen erfolgen aus Rechenzeitgründen entlang der Hauptachsen und werden über eine Kontrastfunktion ausgewertet, die die Punktreakonstruktion mit den Rekonstruktionsartefakten im Rest der Brust in Relation setzt. Für die Auswertung der Objektausleuchtung wird für jeden Sender die dreidimensionale Beschallung innerhalb der modellierten Brust simuliert und für alle Empfänger ermittelt, wie hoch die Sensitivität für mögliche Reflexionen ausfällt.

Die Analyse der Abbildungseigenschaften des 3D-USCT ergab, dass dessen zylindrische Sensorgeometrie zusammen mit den Eigenschaften der verbauten Ultraschallwandler eine starke Verschlechterung der Auflösung entlang der Rotationsachse der Sensoranordnung bewirkt. Der Unterschied zwischen dieser Auflösung (3,30 mm) und der Auflösung in horizontaler Ebene (1,88 mm) ist signifikant und bewirkt dadurch eine nicht gewünschte, stark anisotrope Auflösung. Während die fünf zusätzlichen Drehungen der Sensoranordnung auf das Auflösungsvermögen keinen wesentlichen Einfluss haben, bewirkt dies für den Bildkontrast in der horizontalen Ebene eine Verbesserung. Dies ist bedingt durch die virtuelle Erhöhung der Sensorpositionen und damit der Sichtwinkel in der horizontalen Ebene, wohingegen sich die Sensorpositionierung in der Vertikalen dadurch nicht ändert. Die Auswertung ergab ferner, dass eine Vergrößerung des Sichtbereichs der Sensoren (Sensorcharakteristik) den allgemeinen Bildkontrast verbessert. Bezüglich der Objektausleuchtung zeigte sich, dass sich diese vorwiegend entlang der Rotationsachse des 3D-USCT konzentriert. Unter Berücksichtigung des Brustmodells und damit der Dämpfung des Brustgewebes verkleinert sich diese Region jedoch auf einen Bereich zwischen Brustmittelpunkt und Brustspitze. Diese eingeschränkte Ausleuchtung ist wiederum hauptsächlich durch die Sensorcharakteristik und die zylindrische Sensorgeometrie bedingt.

Um dem Problem der zylindrischen Sensoranordnung zu begegnen, wurde eine neue Sensorgeometrie bestimmt, um darüber die Abbildungseigenschaften insgesamt zu verbessern. Für die Optimierung der Sensorgeometrie wurde außerdem eine neue Sensorgruppierung gewählt, mit der es möglich ist, Rundungen des Sensoranordnung besser zu approximieren und diesen dichter zu besetzen. Die Bestimmung einer neuen Sensorgeometrie ist ein hochdimensionales Problem, da für jede Sensorgruppierung deren Position und Ausrichtung im Raum variabel ist. Bereits für kleine Dimensionen des Parameterraums ist die Evaluierung der Abbildungseigenschaften einer Sensorgeometrie mit der aktuell verfügbaren Rechenleistung nicht berechenbar. Da hauptsächlich die Grundform der Sensorgeometrie für die Abbildungseigenschaften entscheidend ist, wurde diese auf einen Rotationsellipsoiden beschränkt, wodurch sie über zwei Halbachsen parametrisierbar ist. Die Sensoren werden für jede Parametrisierung möglichst

gleichmäßig auf dieser Grundform verteilt und automatisch in der Vertikalen ausgerichtet, um die modellierte Brust bestmöglich auszuleuchten. Die Objektausleuchtung, die die wesentliche Grundlage für die Auflösung und den Kontrast darstellt, wurde zuerst über einen definierten Parameterraum ausgewertet, der sinnvolle Ausdehnungen der neuen Sensorgeometrie umfasst. Daraus ergab sich, dass für eine möglichst gute Objektausleuchtung die Ausmaße der Sensorgeometrie aufgrund der schmalen Richtcharakteristik der Wandler sehr groß ausfallen würden. Die Richtcharakteristik kann über eine Verkleinerung der Wandlerfläche vergrößert werden und ist für die hiesigen Wandler leicht zu realisieren, da bereits eine Substrukturierung jedes Wandlers in neun Subelemente vorliegt. Eine Evaluierung unterschiedlicher Wandlergrößen zeigte, dass eine Verkleinerung der Wandlergröße auf vier Neuntel der ursprünglichen Fläche zu bedeutend kleineren Ausmaßen der Sensorgeometrie für eine optimale Objektausleuchtung führt. Die mit der kleineren Wandlerfläche einhergehende geringere Abstrahlleistung kann dabei durch eine höhere Anregungsspannung der Ultraschallwandler kompensiert werden.

Auf Basis dieser Wandlergröße wurden diejenigen Ausmaße der neuen Sensorgeometrie ermittelt, die jeweils das Auflösungsvermögen und den Bildkontrast maximieren. Für die Optimierung dieser Kriterien wie auch für die Objektausleuchtung ergeben sich dabei unterschiedliche Ausmaße der Sensoranordnung. Die Wahl der endgültigen Parameter der Sensorgeometrie erfolgte schließlich unter Berücksichtigung der bautechnischen Realisierbarkeit und der Wahl einer Sensorgeometrie, die für jedes Kriterium die geringste Abweichung vom jeweiligen Optimum bringt. Diese optimierte Sensorgeometrie bewirkt in der Simulation – verglichen mit der aktuellen zylindrischen Sensorgeometrie – eine Verbesserung des Auflösungsvermögens um 51,4 %, eine dreifach höhere Objektausleuchtung und Verbesserung im Kontrast um 23,2 %.

Die geringe Erhöhung des Kontrastwertes ist insbesondere durch die limitierte Anzahl an Ultraschallwandlern bedingt, die sich im neuen USCT-System lediglich marginal erhöht. Ferner ist unter realen Bedingungen bei der Bildgebung mit zusätzlichen Rekonstruktionsartefakten zu rechnen, bedingt durch Ungenauigkeiten in der Kenntnis der Schallgeschwindigkeit im Koppelmedium Wasser sowie im abzubildenden Objekt und in der Sensorpositionierung.

Um gegen diese Ungenauigkeiten bezüglich der Bildqualität robuster zu werden, können einerseits auf der Ebene der Signalvorverarbeitung Vorkehrungen getroffen und zum anderen die Bildrekonstruktion an sich für die Einbeziehung von Fehlerquellen erweitert werden. Auf Basis einer modellbasierten Pulsdetektion, die die für die hier betrachtete Reflexionstomographie relevante Ankunftszeit von Reflexionspulsen unabhängig von Frequenzveränderungen ermitteln kann, wurde eine Methode zur Berücksichtigung von zeitlichen Fehlerquellen im System präsentiert. Dafür werden die Resultate aus der Pulsdetektion mit einem in der Breite skalierbaren Puls nachbearbeitet, der für die hier eingesetzte Bildrekonstruktion als für die Bildqualität optimal hergeleitet wurde [66]. Für diese Arbeit wird die Pulsbreite an die zeitliche Unschärfe des Gesamtsystems angepasst, was es ermöglicht, trotz Fehlerquellen kontrastreiche Bilder zu rekonstruieren. Die Erweiterung der Bildrekonstruktion erfolgte dahingehend, dass das resultierende Bild als Wahrscheinlichkeitsdichte modelliert sowie über verteilte Kalman-Filter repräsentiert wird und damit inhärent die Berücksichtigung von Fehlerquellen und Systemparametern gegeben ist.

7.1 Diskussion

Die Leistungsfähigkeit eines bildgebenden Systems hängt schlussendlich von dem verwendeten Bildrekonstruktionsalgorithmus ab. Für den 3D-USCT kommt aus Gründen der Rechenzeit bzw. der notwendigen Bewältigung großer Datenmengen ein vergleichsweise einfacher Algorithmus zur Erstellung dreidimensionaler Bilder zum Einsatz: SAFT. Die Optimierung des Gesamtsystems ist demnach insbesondere durch diesen Bildrekonstruktionsalgorithmus beeinflusst worden. Die Herleitung für diesen Algorithmus hat jedoch gezeigt, dass dessen Grundlage direkt auf Gegebenheiten des Messvorgangs beruhen. Der größte Kritikpunkt ist dabei die Annahme von idealisierten Bedingungen, die in realen Systemen mit realen Objekten nicht gegeben sind, wodurch insbesondere Artefakte in den Bildrekonstruktionen entstehen, die sich in einem verschlechterten Bildkontrast äußern.

Unter den drei Methoden zur Bewertung der Abbildungseigenschaften des 3D-USCT beeinflusst die Bildrekonstruktion also die Bewertung des Bildkontrastes am meisten. Die Methoden zur Bewertung des Auflösungsvermögens und der Objektausleuchtung basieren dagegen vorwiegend auf physikalischen Grundlagen. Für die Auflösung ist es relevant, wie präzise eine gemessene Reflexion einem Ort im Raum zugeordnet werden kann, die Resultate stellen also eine durch messtechnische Unsicherheiten gegebene Grundunschärfe dar. Somit können diese auch für andere Algorithmen zur Bildrekonstruktion herangezogen und als Vergleich benutzt werden. Ist durch einen neuen Bildrekonstruktionsalgorithmus ein wesentlich besseres Auflösungsvermögen gegeben, so sollte dies leicht anhand der Annahmen für die in dieser Arbeit durchgeführten Analyse zu begründen sein. Die Auswertung der Objektausleuchtung bezieht ausschließlich messtechnische Faktoren ein. Dabei wird von der erzeugten Ultraschalleistung im Raum ausgegangen und unter Berücksichtigung der wesentlichen Einflüsse auf einen propagierenden Ultraschallpuls die mögliche Sensitivität der Empfänger berücksichtigt. Dieses Vorgehen ist damit unabhängig von der verwendeten Bildrekonstruktion.

Die Simulation einer Messung mit Ultraschallpulsen ist auf Basis der geometrischen Optik durchgeführt worden und es wurde von geradlinigen Pfaden zwischen Sender, Streuer und Empfänger ausgegangen. Der Wellencharakter der Pulse wird über die mit der Fraunhofer-Approximation ermittelte Sensorcharakteristik berücksichtigt. Bezüglich der geradlinigen Ausbreitungspfade eines emittierten Pulses kommt es bei Gewebeübergängen zur Brechung. Bei mehrfachen Brechungen führt dies zu Fehlern bei der Zuordnung der Aufnahmedaten zum Bild, da eine Diskrepanz zwischen der kürzeren, geradlinig angenommenen Ausbreitung und dem wahren, mehrfach gebrochenen Ausbreitungspfad eines Ultraschallpulses vorliegt. Diese Differenz wirkt sich demnach genauso aus, wie ein zeitlicher Fehler in der Bestimmung der Ankunftszeit einzelner Reflexionspulse und wie eine unpräzise Kenntnis der Schallgeschwindigkeitsverteilung. Dies kann somit durch eine allgemeine zeitliche Unschärfe des Systems berücksichtigt werden. Das Ausmaß der Brechung ist in erster Linie von der Art sowie von den inneren Strukturen der abzubildenden Brust abhängig, kann jedoch grob über das Snellius'sche Gesetz (siehe Gleichung (4.12)) abgeschätzt werden. Da die Unterschiede in der akustischen Impedanz der unterschiedlichen Gewebearten innerhalb der Brust sowie zwischen Wasser und Brust relativ klein sind, fällt die Brechung derart klein aus, dass sie von der für die Untersuchungen in dieser Arbeit angenommenen zeitlichen Unschärfe abgedeckt wird.

Die Auswertungen des aktuellen 3D-USCT sowie der neuen Sensorgeometrie erfolgten über simulierte Messungen. Damit stellt die entwickelte Simulationsumgebung die Basis der drei Bewertungsfunktionen bezüglich Auflösung, Objektausleuchtung und Bildkontrast dar. Die

entwickelten Methoden zur Bewertung der Abbildungseigenschaften sind an sich unabhängig von der unterliegenden Simulationsumgebung. Die Messung über den 3D-USCT wurde als lineares System modelliert und allein die wesentlichen Einflüsse auf die Pulsamplitude berücksichtigt. Pulsverformungen, die durch die Richtcharakteristik der Wandler wie auch durch das abzubildende Objekt auftreten, wurden dabei außer Acht gelassen mit der Annahme, dass sie über eine Vorverarbeitung (Pulsdetektion) kompensiert werden können. Die präsentierten Ergebnisse entsprechen demnach einer oberen Grenze bezüglich der – unter den einbezogenen Bedingungen – erreichbaren Bildqualität. Die für die Bildgebung kritischsten Einflüsse sind diejenigen, die die Zuordnung einer Reflexion zum Punkt im Bildvolumen beeinflussen. Diese wurden bei den Analysen durch einen empirisch ermittelten durchschnittlichen Fehler in der Zeitkomponente berücksichtigt.

Die Auswertung der 3D-Abbildungsfunktion erfolgte in dieser Arbeit über die Berechnung von Stützpunkten entlang von Untersuchungslinien, die über die drei Hauptebenen verteilt sind. Die Annahme ist dabei, dass diese *exakt* ermittelten Stützpunkte eine gute Näherung der Ausmaße und der Form der gesamten 3D-Abbildungsfunktion darstellen. Auswertungen mit einer größeren Anzahl an Stützpunkten bzw. über die klassische 3D-Bildrekonstruktion zeigten, dass der Verlauf des Halbwertsabfalls im Raum bei dem in dieser Arbeit betrachteten System stetig und nicht sprunghaft ist und damit die Evaluierung über exakte berechnete Stützpunkte zulässig ist. Generell ist bei dieser Methode ein Kompromiss zwischen der gewünschten Genauigkeit dieser Approximation und der verfügbaren Rechenleistung zu finden. Diese Methode ist ferner für jegliche Sensoranordnung anwendbar, die Reflektivitätsinformationen auswerten, und damit nicht nur auf Ultraschall-Applikationen beschränkt.

Die Analysen erfolgten aus Rechenzeitgründen über einen reduzierten Datensatz und ohne die Berücksichtigung von möglichen Drehungen der Sensoranordnung. Die optimale Wahl einer repräsentativen Untermenge des gesamten Datensatz ist nicht trivial und muss idealerweise für jede Position im Bild separat bestimmt werden. Kriterien für diese Auswahl sind zum einen das Auflösungsvermögen wie auch der Bildkontrast. Eine zu große bzw. zu kleine Untermenge des Gesamtdatensatzes kann das Auflösungsvermögen wie auch den Bildkontrast verschlechtern. Bezüglich der nicht berücksichtigten Drehungen der Sensoranordnung für die Evaluierung einer neuen Sensorgeometrie wurde für den aktuellen 3D-USCT gezeigt, dass sich die Auflösung bei einer genügend dicht besetzten Sensoranordnung nur unwesentlich verbessert. Der Bildkontrast kann dagegen verbessert werden, sofern die Verschiebung der Sensoranordnung bestehende Lücken füllt und dadurch die Sensordichte virtuell erhöht. Damit kann die Bewertung einer Sensorgeometrie auf die physikalisch vorhandenen Sensoren beschränkt werden, wobei hinsichtlich der durchzuführenden Verschiebungen der Sensoranordnung, diese derart durchzuführen sind, dass sie den Bildkontrast maximieren.

Die Optimierung der Sensorgeometrie erfolgte in dieser Arbeit über ein vordefiniertes ellipsoidales Brustmodell fester Größe. Leichte Abweichungen von dieser Größe und Form führen zu keinen wesentlichen Einbußen bezüglich der Bildqualität. Der Einfluss der Brust verursacht insbesondere eine zusätzliche Dämpfung der Ultraschallpulse. Diese bewirkt, dass bestimmte Positionen innerhalb der Brust nur einseitig vermessen werden, was für die angenommene Brustgröße berücksichtigt wurde. Durch eine geringfügig größere Brust ist die Dämpfung etwas größer als angenommen, würde den Effekt der einseitigen Vermessung also in gleichem Maße verstärken. Insgesamt stellt dies jedoch kein Nachteil dar, da auch die nächste Generation des 3D-USCT ein Prototyp ist, über den erste Erfahrungen über die Abbildung von realem Gewebe gesammelt werden sollen. Generell ist ein System mit statischen Sensorpositionen an

die durchschnittliche Brustgröße anzupassen, die im Vorfeld zu ermitteln ist. Dabei könnte es vorteilhaft sein, an unterschiedliche Körbchengrößen angepasste Sensorgeometrien zu ermitteln. Ideal wäre ein System mit variablen Sensorpositionen, die sich Brustgröße und -form anpassen lassen. Solch ein System könnte aus festen, in der Höhe verstellbaren Ringen bestehen, auf denen für den jeweils gesamten Ring die Ausrichtung der Sensoren angepasst werden kann. Als schnell zu berechnendes Bewertungsmaß für diese Positionierung und Ausrichtung könnte beispielsweise die Methode zur Berechnung der Objektausleuchtung dienen.

Um das hochdimensionale Problem der Optimierung der Sensorgeometrie handhabbar zu machen, wurden die Sensorpositionen auf eine ellipsoidale Grundform beschränkt sowie die Verteilung der Sensoren darauf möglichst gleichmäßig gewählt. Für die Bildgebung des 3D-USCT hat sich gezeigt, dass es ideal ist, wenn ein Teilvolumen des abzubildenden Objektes gleichmäßig von allen Seiten her vermessen wird. Aufgrund von Abschattungen und Dämpfung ist dies im Realen nie gegeben, weshalb die Optimierung der Sensorpositionierung allein dieses Ziel nicht erreicht, sondern durch einen anders gearteten Bildrekonstruktionsalgorithmus kompensiert werden muss. Mit der ellipsoidalen Grundform sind die als theoretisch ideal angesehenen kugelförmigen Sensorgeometrien eingeschlossen und erlauben zusätzlich eine Anpassung an die Form einer im Wasser hängenden Brust. Bezüglich der gleichmäßigen Verteilung der Sensoren auf dieser Grundform bildet letztendlich aufgrund von Richtcharakteristik, Abschattung wie auch Dämpfung nicht jeder Sensor das gesamte Objekt ab. Damit ist für ein bestimmtes Teilvolumen des Objektes eine bestimmte Sensorgruppierung für dessen Abbildung entscheidend. Die Berücksichtigung dieser Tatsache mündet jedoch wieder in ein hochdimensionales Problem, das aktuell nicht zu bewältigen ist. Schließlich kommt eine gleichmäßige Sensoranordnung auch der durchführbaren Konstruktion solch einer Sensorgeometrie zugute.

Die Methoden zur Bildverbesserung auf Ebene der Signalvorverarbeitung wie auch auf der Ebene der Bildrekonstruktion stellen einfache und damit für den 3D-USCT anwendbare Methoden dar, die neben der Objektausleuchtung den entscheidenden Faktor für eine gute Bildqualität berücksichtigen: die beschränkte Präzision der zeitlichen Zuordnung einer Reflexion zu deren Ursprungsort. Diese systembedingte Unsicherheit kann – wenn sie nicht adäquat beachtet wird – zu einem drastischen Verlust in der Bildqualität führen. Das Ziel für die Signalvorverarbeitung ist mit der robusten Extraktion der Ankunftszeiten einzelner Reflexionen aus verrauschten Messungen eindeutig definiert. Für die auf diesen Daten aufbauende Bildrekonstruktion stellt sich als Ziel, die zur Verfügung stehenden Informationen möglichst vollständig und effizient zu nutzen. Dabei sind insbesondere systembedingte Unsicherheiten zu berücksichtigen. Die präsentierte stochastische Bildrekonstruktion soll dabei einen ersten Schritt in diese Richtung darstellen.

Diese Arbeit stellt die Basis hinsichtlich der zu berücksichtigenden bildbeeinflussenden Systemparameter eines 3D-Ultraschall-Computertomographen dar. Dies bezieht auch Systeme mit ein, die Reflektivitätswerte einer Region über eine objektumfassende Sensoranordnung erfassen. Ferner werden Berechnungen aufgeführt für einzuhaltende Grenzwerte in der Positionierungsgenauigkeit der eingesetzten Sensoren sowie für die Kenntnis der Geschwindigkeitsverteilung im Schallmedium wie auch im abzubildenden Objekt.

7.2 Ausblick

Es hat sich gezeigt, dass die 3D-Abbildungsfunktion des in dieser Arbeit betrachteten Bildrekonstruktionsalgorithmus im Wesentlichen von der lokalen tangentialen Winkelverteilung der Rückprojektionen und deren Amplituden abhängt. Um die Bestimmung der 3D-Abbildungsfunktion weiter zu vereinfachen und zu beschleunigen, könnte diese Winkelverteilung in Untergruppen aufgeteilt werden. So ähneln sich die Rückprojektionen derjenigen Empfangselemente, die sich auf einem TAS-Kopf befinden. Eine vereinfachte Approximation dieser Rückprojektionen oder eine allgemeine Analyse der Winkelverteilung mit deren Gewichtung könnte dabei zu einer guten Näherung führen. Eine weitere Möglichkeit stellen die sogenannten Superformeln¹ dar [12, 32]. Dieser Formalismus erlaubt es, mit wenigen Parametern Formen zu beschreiben, die den Halbwertslinien der Abbildungsfunktionen ähneln. Eine Schätzung der Parameter der Superformel mit einem reduzierten Datensatz könnte bereits zu einem zufriedenstellenden Ergebnis führen. Die Qualität dieser Näherungen kann schließlich mit der in dieser Arbeit hergeleiteten Methode zur beliebig genau berechenbaren 3D-Abbildungsfunktion bewertet werden.

Um auch unter realitätsnahen Bedingungen isotrope Abbildungsfunktionen über die gesamte abzubildende Region zu erzielen, müssen die gemessenen Amplituden einer Kompensation unterzogen werden. Dies macht die vorherige Bestimmung der Dämpfungswerte und Bestimmung der Größe und Position der Brust notwendig. Die Dämpfung der Brust kann in einem ersten Schritt durch die Auswertung der Transmissionspulse, die die Brust durchdrungen haben, bestimmt werden. Angesichts der geringen Anzahl dieser Daten ist jedoch im aktuellen Aufbau keine präzise Abgrenzung der Brust zu ermitteln. Dies könnte durch eine zusätzliche Auswertung ausgewählter Reflexionspulse durchgeführt werden, aus denen der Verlauf der Brusthaut zu ermitteln ist.

Aufgrund stark steigender Rechenleistung, wie Grid- und Cloud-Computing, kann der Parameterraum der Grundform der Sensoranordnung künftig größer ausfallen. Der nächste Schritt zur Beschreibung der möglichen Formen der Sensorgeometrie könnte über die Parametrisierung mit Superellipsen bewerkstelligt werden, womit zusätzlich gerade Teilstücke in der Wand der Sensorhalterung repräsentiert werden können. Generell stellt eine runde Grundform mit Ausrichtung eine gute Basis dar, um die Brust hinreichend gut zu vermessen. Wie diese Signale verarbeitet werden, wird vielmehr durch die Wahl des Rekonstruktionsalgorithmus und seiner Parametrisierung bestimmt.

Aktuell und auch in den nächsten Jahren ist es wegen der beträchtlichen Datenmenge, die solch ein System generiert, für eine hochaufgelöste Bildrekonstruktion notwendig, die Daten für die Bildrekonstruktion sequentiell abzuarbeiten. Jegliche Kombination der Messdaten untereinander führt schnell zu einer kombinatorischen Explosion der zu bearbeitenden Daten. Um das zu verhindern, sollten lediglich die Daten einer geeigneten und kleinen Untermenge des Gesamtdatensatzes kombiniert werden, z.B. für eine Lokalisierung mittels Zeitdifferenzen². Diese Untermengen könnten wiederum sequentiell abgearbeitet werden. Ein weiterer Ansatz könnte darin liegen, die durch die sequentielle Verarbeitung der Daten generierten Rekonstruktionsartefakte im Bild während der Verarbeitung aller Daten möglichst effektiv zu kompensieren. Hinsichtlich der Bildrekonstruktion, die bislang ausschließlich positive Informationen nutzt, d.h. Vorkommnisse von Reflexionen zu bestimmten Zeitpunkten, könnten

¹Englisch: *Superformula*, *Supershapes*

²Englisch: *Time difference of arrival*

auch „negative“ Informationen ausgenutzt werden, also das Nichtvorhandensein von Reflektivitätswerten an bestimmten Zeitpunkten. Dies könnte in der jetzigen Version der Bildrekonstruktion zur Minderung von Rekonstruktionsartefakten benutzt werden und ist aktuell Stand der Forschung.

Diese Arbeit hat die Verbesserung der Abbildungseigenschaften des 3D-USCT bezüglich der *Reflexionstomographie* zum Ziel gehabt. Für eine Sensorgeometrie, die hinsichtlich der *Transmissionstomographie* verbesserte Bilder generieren kann, ist vorwiegend die Anzahl an geradlinigen Durchschallungen durch das abzubildende Objekt zu erhöhen. Hinsichtlich der Datenaufnahme im Zusammenhang mit der Messanordnung könnten durch eine anders geartete Messmethode einige Nachteile des aktuellen Systems aufgehoben werden. Derzeit ist die Anzahl an Durchschallungen vergleichsweise gering, da die Sensoren möglichst gleichmäßig um das Objekt herum verteilt sind. Außerdem ist durch die Tatsache, dass die Ultraschallempfänger energiereiche Transmissionspulse wie auch schwache Reflexionspulse gleichermaßen aufzuzeichnen haben, ein Dynamikproblem gegeben. Die macht einen Kompromiss bezüglich der Wahl des Dynamikbereiches der verwendeten Analog-Digital-Wandler notwendig. Schließlich beinhaltet ein großer Teil der Aufnahmedaten weder Transmissions- noch Reflexionsinformationen, da die Aufnahme aller Empfänger mit Aussenden des Ultraschallpulses am Sender synchronisiert sind.

Für den Fall, dass die gesamte Sensoranordnung um $\pm 180^\circ$ rotiert werden kann, können die erwähnten Nachteile kompensiert werden. Dabei müssen jedoch einige Herausforderungen bewältigt werden. Neben verkabelungstechnischen Problemen dürfen während der Messung keine Verwirbelungen des Koppelmediums verursacht werden. Erfolgt die Drehung der Sensoranordnung zu langsam, könnte die Messdauer – und damit die Wahrscheinlichkeit von Objektbewegungen – zu groß werden. Die Vorteile einer vollständigen Drehung der Sensoranordnung sind jedoch vielfältig. So können dadurch die Sensoren für die Aufnahme der Reflektivitätsinformationen und die Sensoren für die Transmissionspulse dediziert ausgelegt werden. Für die Messung von Reflektivitäten sind sehr empfindliche Sensoren notwendig, da das Brustgewebe lediglich ca. 2 % der eingeschallten Energie zurück streut. Auf der Gegenseite sind dagegen Empfänger notwendig, die die wesentlich größeren Schalldrücke der Transmissionspulse adäquat abtasten können. Diese Trennung der Sensoren erlaubt es ferner, die Transmissionspulse mit einfachen Schwellwertmethoden zu detektieren und einzeln abzuspeichern. Auch könnte die allgemeine Positionierung der Sensoren sinnvoller gestaltet werden. Die Sensoren für die Reflektivität wären nur auf einer Halbseite der Sensoranordnung zu positionieren, um den Datensatz auf diejenigen Reflexionen zu beschränken, die noch scharfe Beiträge zum Bild liefern. Die Sensoren für die Transmissionspulse könnten dagegen in einem dichten Feld auf der Gegenseite angeordnet werden, die die Fläche der strahlenförmigen Projektion der Brust bedecken. Schließlich wäre mit solch einer Aufnahmemethode die resultierende Sensorgeometrie – bei gleichmäßigen Rotationsschritten der Sensoranordnung – rotationssymmetrisch, was wiederum die Analyse und Optimierung der Sensoranordnung vereinfacht.

Literaturverzeichnis

- [1] ABBATTISTA, T. ; SERRI, L. ; BUSILACCHI, P.: Three-Dimensional Sonographic Study of Breast Nodules. In: *Journal of Ultrasound* 10 (2007), Juni, Nr. 2, S. 93–98
- [2] ANDERSON, B. D. O. ; MOORE, J. B.: *Optimal Filtering*. Prentice-Hall, 1979. – ISBN 0-13-638122-7
- [3] ANDERSON, F.: 3D Ellipsoidal Backprojection Images from Large Arrays II. In: *IEEE Ultrasonics Symposium* Bd. 2, 1992, S. 1223–1226
- [4] ANDERSON, F. ; MORGAN, F.: Active Imaging Analysis via Ellipsoidal Projections. In: *Acoustical Imaging* Bd. 21, 1995, S. 171–181
- [5] ANDERSON, F. L.: Three-Dimensional Real-Time Ultrasonic Imaging using Ellipsoidal Backprojection. In: SCHNEIDER, Roger H. (Hrsg.): *Medical Imaging V: Image Physics* Bd. 1443, SPIE, 1991, S. 62–80
- [6] ANDERSON, M. E. ; TRAHEY, G. E.: A seminar on k-space applied to medical ultrasound / Department of Biomedical Engineering, Duke University. URL <http://dukemil.egr.duke.edu/Ultrasound>, 2000. – Web Publikation
- [7] ANDRE, M. P. ; JANEY, H. S. ; MARTIN, P. J. ; OTTO, G. P. ; SPIVEY, B. A. ; PALMER, D. A.: High-Speed Data Acquisition in a Diffraction Tomography System Employing Large-Scale Toroidal Arrays. In: *International Journal of Imaging Systems and Technology* 8 (1997), Nr. 1, S. 137–147
- [8] ANGELSEN, B. A. J. ; TORP, H. ; HOLM, S. ; KRISTOFFERSEN, K. ; WHITTINGHAM, T. A.: Which Transducer Array Is Best? In: *European Journal of Ultrasound* 2 (1995), April, Nr. 2, S. 151–164
- [9] BAR-SHALOM, Y. ; FORTMANN, T. E.: *Tracking and Data Association*. Academic Press, Inc., 1988
- [10] BEIL, W. ; MCKINNON, G. C. ; PROKSA, R. ; SCHOMBERG, H. ; TSCHENDEL, O.: *Aufbau und Erprobung eines Systems für die Rekonstruktive Ultraschall-Tomographie*. Februar 1987. – Abschlussbericht
- [11] BERGMANN, L.: *Der Ultraschall und seine Anwendung in Wissenschaft und Technik*. Hirzel, 1954
- [12] BOURKE, P.: *Supershapes (Superformula)*. März 2002. – URL <http://local.wasp.uwa.edu.au/~pbourke/>
- [13] CAPINERI, L. ; MASOTTI, L. ; ROCCHI, S.: A 3D Airborne Ultrasound Scanner. In: *Measurement Science and Technology* 9 (1998), Nr. 6, S. 967–975

- [14] CARDOSO, G. ; SANIE, J.: Data Compression and Noise Suppression of Ultrasonic NDE Signals Using Wavelets. In: *IEEE Ultrasonics Symposium* 1 (2003), Oktober, S. 250–253
- [15] CARDOSO, G. ; SANIE, J.: Ultrasonic Data Compression via Parameter Estimation. In: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* Bd. 52, Februar 2005, S. 313–325
- [16] CHAPA, J. O.: *Matched Wavelet Construction and its Application to Target Detection*, Rochester Institute of Technology, Dissertation, 1995
- [17] CHAPA, J. O. ; RAO, R. M.: Algorithms for Designing Wavelets to Match a Specified Signal. In: *IEEE Transactions on Signal Processing* Bd. 48, Dezember 2000, S. 3395–3406
- [18] CHEN, Z. ; NING, R.: Why should Breast Tumour Detection go Three Dimensional? In: *Physics in Medicine and Biology* 48 (2003), Nr. 14, S. 2217–2228
- [19] CHEN, Z. ; NING, R.: Three-Dimensional Point Spread Function Measurement of Cone-Beam Computed Tomography System by Iterative Edge-Blurring Algorithm. In: *Physics in Medicine and Biology* 49 (2004), Nr. 10, S. 1865–1880
- [20] CIRS INCORPORATED: *Tissue simulation & phantom technology*. – Norfolk, VA, USA
- [21] CYBERLOGIC INC.: *Wave3000 – Software for 3D Ultrasound Simulation*. – URL <http://www.cyberlogic.org/wave3000.html>
- [22] DOCTOR, S. R. ; HALL, T. E. ; REID, L. D.: SAFT — the Evolution of a Signal Processing Technology for Ultrasound Testing. In: *NDT International* 19 (1986), Juni, Nr. 3, S. 163–172
- [23] DÖSSEL, O.: *Bildgebende Verfahren in der Medizin*. Springer, 2000. – ISBN 3-540-66014-3
- [24] DURIC, N. ; LI, C. ; LITTRUP, P. ; GLIDE-HURST, C. ; HUANG, L. ; LUPINACCI, J. ; SCHMIDT, S. ; RAMA, O. ; BEY-KNIGHT, L. ; XU, Y.: Multi-Modal Breast Imaging with Ultrasound Tomography. In: *Medical Imaging 2008: Ultrasonic Imaging and Signal Processing* Bd. 6920, SPIE, 2008, S. 692000
- [25] DURIC, N. ; LITTRUP, P. ; BABKIN, A. ; CHAMBERS, D. ; AZEVEDO, S. ; PEVZNER, R. ; TOKAREV, M. ; HOLSAPPLE, E. ; RAMA, O. ; DUNCAN, R.: Development of Ultrasound Tomography for Breast Imaging: Technical Assessment. In: *Journal of Medical Physics* 32 (2005), Mai, Nr. 5, S. 1375–1386
- [26] DURIC, N. ; LITTRUP, P. ; POULO, L. ; BABKIN, A. ; PEVZNER, R. ; HOLSAPPLE, E. ; RAMA, O. ; GLIDE, C.: Detection of Breast Cancer with Ultrasound Tomography: First Results with the Computed Ultrasound Risk Evaluation (CURE) Prototype. In: *Journal of Medical Physics* 34 (2007), Februar, Nr. 2, S. 773–785
- [27] FARAN, J. J.: Sound Scattering by Solid Cylinders and Spheres. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 23 (1951), Nr. 4, S. 405–418

-
- [28] FLANAGAN, J. L.: Beamwidth and Useable Bandwidth of Delay-Steered Microphone Arrays. In: *AT&T Technical Journal* 64 (1985), April, S. 983–995
- [29] FOURNIER, D. von ; ANTON, H. J. H.-W. ; BASTERT, G. ; BANNASCH, P. (Hrsg.): *Cancer Diagnosis: Early Detection*. Springer, 1992
- [30] GÖBEL, G.: *Entwicklung von Ultraschallsensorarrays mit miniaturisierten Komponenten*, Fachhochschule Karlsruhe, Diplomarbeit, 2002
- [31] GEMMEKE, H. ; RUITER, N. V.: 3D Ultrasound Computer Tomography for Medical Imaging. In: *Nuclear Instruments and Methods in Physics* 580 (2007), Nr. 2, S. 1057–1065
- [32] GIELIS, J.: A Generic Geometric Transformation that Unifies a Wide Range of Natural and Abstract Shapes. In: *American Journal of Botany* 90 (2003), Nr. 3, S. 333–338
- [33] GÜNTER, A.: *Quantitative Analyse und objektivierte Darstellung von Ultraschallbildern zur medizinischen Diagnose*, Universität Karlsruhe (TH), Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik, Dissertation, 2002
- [34] GOODMAN, J. W.: *Introduction to Fourier Optics*. McGraw-Hill, 1968
- [35] GREENLEAF, J. F.: An Inverse View of Scattering. In: *IEEE Ultrasonics Symposium* (1984), S. 821–826
- [36] HANSEN, C. ; HUTTEBRAUKER, N. ; BRUNKE, S. ; ERMERT, H.: Full Angle Spatial Compounding for Improved Replenishment Analyses in Contrast Perfusion Imaging: In Vitro Studies. In: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 55 (2008), April, Nr. 4, S. 819–831
- [37] HOLM, S. ; ELGETUN, B. ; DAHL, G.: Properties of the Beampattern of Weight- and Layout-Optimized Sparse Arrays. In: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 44 (1997), September, Nr. 5, S. 983–991
- [38] HOLM, S. ; ELGETUN, B. ; DAHL, G.: Weight- and Layout-Optimized Sparse Arrays. In: *Proc. Int. Workshop on Sampling Theory and Applications*. Aveiro, Portugal, 1997, S. 97–102
- [39] JENSEN, J. ; MATHORNE, J. ; GRAVESEN, T. ; STAGE, B.: Deconvolution of In-Vivo Ultrasound B-Mode Images. In: *Ultrasonic Imaging* 15 (1993), S. 122–133
- [40] KAIPIO, J. P. ; SOMERSALO, E.: *Computational and Statistical Methods for Inverse Problems*. Springer-Verlag, 2005
- [41] KAK, A. C. ; SLANEY, M.: *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. Society of Industrial and Applied Mathematics, 2001
- [42] KALMAN, R. E.: A new Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. In: *Transactions of the ASME, Journal of Basic Engineering* 580 (1960), Nr. 82, S. 35–45
- [43] KAMMEYER, K. D. ; KROSCHER, K.: *Digitale Signalverarbeitung*. 4., vollst. überarb. und erw. Aufl. Teubner, 1998. – ISBN 3-519-36122-1

- [44] KIRKEBØ, J. E. ; AUSTENG, A.: Improved Beamforming Using Curved Sparse 2D Arrays in Ultrasound. In: *Ultrasonics* 46 (2007), Mai, Nr. 2, S. 119–128
- [45] KRAUTKRÄMER, J. ; KRAUTKRÄMER, H.: *Ultrasonic Testing of Materials*. Springer-Verlag, 1990
- [46] LANG, M. ; ERMERT, H.: Linear Synthetic Aperture Modes for Ultrasonic Pulse-Echo Imaging. In: *Biomedizinische Technik* 42 (1997), S. 108–115
- [47] LEHMANN, T. ; OBERSCHELP, W. ; PELIKAN, E. ; REPGES, R.: *Bildverarbeitung für die Medizin*. Springer Verlag, 1997
- [48] LEWIS, G. K.: Chirped PVDF Transducers for Medical Ultrasound Imaging. In: *IEEE Ultrasonics Symposium*, 1987, S. 879–884
- [49] LHÉMERY, A.: Impulse-Response Method to Predict Echo-Responses from Targets of Complex Geometry. Part I: Theory. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 90 (1991), Nr. 5, S. 2799–2807
- [50] LINGVALL, F.: *Time-Domain Reconstruction Methods for Ultrasonic Array Imaging – A Statistical Approach*, Uppsala Universität, Dissertation, 2004
- [51] M. KLEIFGES UND DIE AUGER-KOLLABORATION: Status of the Southern Pierre Auger Observatory. In: *Nuclear Physics B - Proceedings Supplements* Bd. 150, Januar 2006, S. 181–185
- [52] MA, M. T.: *Theory and Application of Antenna Arrays*. Wiley, 1974. – ISBN 0-471-55795-1
- [53] MANOLAKIS, D. G. ; INGLE, V. K. ; KOGON, S. M.: *Statistical and Adaptive Signal Processing: Spectral Estimation, Signal Modeling, Adaptive Filtering and Array Processing*. McGraw-Hill, 2000. – ISBN 0-07-040051-2
- [54] MARCZAK, W.: Water as a Standard in the Measurements of Speed of Sound in Liquids. In: *Acoustical Society of America Journal* 102 (1997), November, Nr. 5, S. 2776–2779
- [55] MARKLEIN, R. ; MIAO, J. ; RAHMAN, M. ; LANGENBERG, K. J.: Inverse Scattering and Imaging in NDT: Recent Applications and Advances. In: *European NDT Conference*. Berlin, 2006
- [56] MAYER, K. ; MARKLEIN, R. ; LANGENBERG, K. J. ; KREUTTER, T.: Three-Dimensional Imaging System Based on Fourier Transform Synthetic Aperture Focusing Technique. In: *Ultrasonics* Bd. 28, 1990, S. 241–255
- [57] MAZ'YA, V. ; SCHMIDT, G.: On Approximate Approximations using Gaussian Kernels. In: *IMA Journal of Numerical Analysis* 16 (1996), Nr. 1, S. 12–29
- [58] MENSAH, S. ; LEFEBVRE, J. P.: Enhanced Compressibility Tomography. In: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 44 (1997), November, Nr. 6, S. 1245–1252
- [59] MILLNER, R.: *Ultraschalltechnik: Grundlagen und Anwendungen*. Physik-Verlag, 1987. – ISBN 3-87664-106-3

- [60] MISARIDIS, T. ; JENSEN, J. A.: Use of Modulated Excitation Signals in Ultrasound. Part I: Basic Concepts and Expected Benefits. In: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 52 (2005), Februar, Nr. 2, S. 177–191
- [61] MÜLLER, T. O.: *Effizienter interaktiver Entwurf von Klassifikationssystemen*, Universität Karlsruhe (TH), Fakultät für Informatik, Dissertation, 2006
- [62] MORNEBURG, H.: *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Publicis-MCD-Verlag, 1995. – ISBN 3-89578-002-2
- [63] MORSE, P.M. ; INGARD, K.U.: *Theoretical Acoustics*. McGraw-Hill, 1968
- [64] NDT.NET: *NDT Database and the e-Journal of Nondestructive Testing*. – URL <http://www.ndt.net>
- [65] NORTON, S. J. ; LINZER, M.: Ultrasonic Reflectivity Imaging in Three Dimensions: Reconstruction with Spherical Transducer Arrays. In: *Ultrasonic Imaging* 1 (1979), Nr. 3, S. 210–231
- [66] NORTON, S. J. ; LINZER, M.: Ultrasonic Reflectivity Tomography: Reconstruction with Circular Transducer Arrays. In: *Ultrasonic Imaging* 1 (1979), Nr. 2, S. 154–184
- [67] NORTON, S. J. ; LINZER, M.: Ultrasonic Reflectivity Imaging in Three Dimensions: Exact Inverse Scattering Solutions for Plane, Cylindrical and Spherical Apertures. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* Bd. 28, 1981, S. 202–220
- [68] PEDROTTI, F. L. ; PEDROTTI, L. S.: *Introduction to Optics*. Prentice-Hall, 1987
- [69] PETERLIK, I. ; JIRIK, R. ; RUITER, N. ; JAN, J.: Regularized Image Reconstruction for Ultrasound Attenuation Transmission Tomography. In: *Radioengineering* (2008), Juni, Nr. 2
- [70] PETZOLD, L.: *Aufbau eines Messplatzes zur Ermittlung der Schallfeldcharakteristik eines Ultraschallwandlers*, Westsächsische Fachhochschule Zwickau, Diplomarbeit, 2005
- [71] RAYLEIGH, J. W. S.: *The Theory of Sound*. Bd. 2. New York: Dover, 1945
- [72] RUITER, N. V. ; SCHNELL, R. ; ZAPF, M. ; KISSEL, J. ; GEMMEKE, H.: Phase Aberration Correction for 3D Ultrasound Computer Tomography Images. In: *IEEE Ultrasonics Symposium*. New York, NY, USA, Oktober 2007, S. 1808–1811
- [73] SAFF, E. B. ; KUIJLAARS, A. B. J.: Distributing Many Points on a Sphere. In: *The Mathematical Intelligencer* 19 (1997), Nr. 1, S. 5–11
- [74] SAKAS, G. ; JÄHNE, M.: *Bildgebende Verfahren in der Medizin und medizinische Bildverarbeitung*. Material zur Vorlesung. 2007. – Universität Darmstadt (TU), Fachbereich Informatik, Graphisch Interaktive Systeme
- [75] SANIIE, J.: *Ultrasonic Signal Processing: System Identification and Parameter Estimation of Reverberant and Inhomogeneous Targets*, Purdue University, Dissertation, 1981
- [76] SEIRAFFI, M. A.: *Ultraschall-Computertomographie zur Messung von Zweiphasenströmungen*, Universität Karlsruhe (TH), Fakultät für Maschinenbau, Dissertation, 1993

- [77] Statistisches Bundesamt Deutschland (Veranst.): *Brustkrebs ist gefährlichste Krebsart für Frauen*. 2006. – Pressemitteilung Nr. 90, 02.03.2006
- [78] STOTZKA, R. ; MÜLLER, T. O. ; SCHLOTE-HOLUBEK, K. ; GÖBEL, G. ; GEMMEKE, H.: Neue Ultraschallsensoren in der Computertomographie. In: *Forschungszentrum Karlsruhe — Wissenschaftliche Berichte FZKA-6990* (2004), S. 195–196
- [79] STOTZKA, R. ; RUITER, N. V. ; MÜLLER, T. O. ; LIU, R. ; GEMMEKE, H.: High Resolution Image Reconstruction in Ultrasound Computer Tomography using Deconvolution. In: WALKER, William F. (Hrsg.) ; EMELIANOV, Stanislav Y. (Hrsg.): *Medical Imaging 2005: Ultrasonic Imaging and Signal Processing* Bd. 5750, SPIE, 2005, S. 315–325
- [80] STOTZKA, R. ; WÜRFEL, J. ; MÜLLER, T.: Medical Imaging by Ultrasound Computer Tomography. In: INSANA, Michael F. (Hrsg.) ; WALKER, William F. (Hrsg.): *Medical Imaging 2002: Ultrasonic Imaging and Signal Processing* Bd. 4687, SPIE, 2002, S. 110–119
- [81] TECHNISCAN MEDICAL SYSTEMS: *3D UltraSound CT – Fully-Automated Whole Breast Imaging System*. – URL <http://www.techniscanmedicalsyste.ms.com>
- [82] THOMSON, R. N.: Transverse and Longitudinal Resolution of the Synthetic Aperture Focusing Technique. In: *Ultrasonics* Bd. 22, 1984, S. 9–15
- [83] UNIVERSITY OF ALABAMA: *Inverse problems*. – URL <http://www.me.ua.edu/inverse/>
- [84] UNIVERSITY OF WAIKATO: *WEKA Machine Learning Project*. – URL <http://www.cs.waikato.ac.nz/ml/>
- [85] VAN DONGEN, K. W. A. ; WRIGHT, W. M. D.: A Forward Model and Conjugate Gradient Inversion Technique for Low-Frequency Ultrasonic Imaging. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 120 (2006), Nr. 4, S. 2086–2095
- [86] VOLUMETRICS MEDICAL IMAGING INC.: *Guide to the Model 1 Scanner*. – Durham, North Carolina, 1998
- [87] WEBER, M.: *Ultraschallsimulation für Ultraschall-Computertomographie*, Hochschule Mannheim, Diplomarbeit, 2005
- [88] WELCH, G. ; BISHOP, G.: An Introduction to the Kalman Filter / University of North Carolina at Chapel Hill. URL <http://www.cs.unc.edu/~welch/kalman/>, 2006. – Technical Report TR95-041
- [89] WIENER, N.: *Extrapolation, Interpolation and Smoothing of Stationary Time Series with Engineering Applications*. John Wiley & Sons, 1949
- [90] WITTEN, I. H. ; FRANK, E.: *Data Mining: Practical Machine Learning Tools And Techniques*. Morgan Kaufmann, 2005
- [91] WU, T. ; MOORE, R. H. ; RAFFERTY, E. A. ; KOPANS, D. B.: A Comparison of Reconstruction Algorithms for Breast Tomosynthesis. In: *Medical Physics* 31 (2004), Nr. 9, S. 2636–2647

- [92] YANG, B. ; SCHEUING, J.: Cramer-Rao Bound and Optimum Sensor Array for Source Localization from Time Differences of Arrival. In: *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing* Bd. 4, März 2005, S. 961–964

Eigene und in Zusammenarbeit entstandene Veröffentlichungen

- [93] HOPP, T. ; SCHWARZENBERG, G. F. ; ZAPF, M. ; RUITER, N. V.: A MATLAB GUI for the Analysis and Exploration of Signal and Image Data of an Ultrasound Computer Tomograph. In: *First International Conference on Advances in Computer-Human Interaction*, Februar 2008, S. 53–58
- [94] RUITER, N. V. ; SCHWARZENBERG, G. F. ; ZAPF, M. ; GEMMEKE, H.: Conclusions from an Experimental 3D Ultrasound Computer Tomograph. In: *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*. Dresden, Oktober 2008
- [95] RUITER, N. V. ; SCHWARZENBERG, G. F. ; ZAPF, M. ; GEMMEKE, H.: Improvement of 3D Ultrasound Computer Tomography Images by Signal Pre-Processing. In: *IEEE Ultrasonics Symposium*. Peking, China, Oktober 2008
- [96] RUITER, N. V. ; SCHWARZENBERG, G. F. ; ZAPF, M. ; LIU, R. ; STOTZKA, R. ; GEMMEKE, H.: 3D Ultrasound Computer Tomography: Results with a Clinical Breast Phantom. In: *IEEE Ultrasonics Symposium*. Vancouver, BC, Oktober 2006, S. 989–992
- [97] RUITER, N. V. ; ZAPF, M. ; SCHWARZENBERG, G. ; STOTZKA, R. ; GEMMEKE, H.: Ultrasound Computer Tomography: An Addition to MRI? In: *European Radiology* 16 (2006), S. E82–E85
- [98] SCHWARZENBERG, G. F. ; GEMMEKE, H. ; RUITER, N. V.: 3D PSF Analysis for Arbitrary Transducer Geometries and SAFT-Based Image Reconstruction. In: MCALEAVEY, Stephen A. (Hrsg.) ; D’HOOGHE, Jan (Hrsg.): *Medical Imaging 2008: Ultrasonic Imaging and Signal Processing* Bd. 6920, SPIE, 2008, S. 69200A
- [99] SCHWARZENBERG, G. F. ; MAYER, U. ; RUITER, N. V. ; HANEBECK, U. D.: 3D Reflectivity Reconstruction by Means of Spatially Distributed Kalman Filters. In: *Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems (MFI 2008)*. Seoul, Südkorea, August 2008, S. 384–391
- [100] SCHWARZENBERG, G. F. ; STOTZKA, R. ; ZAPF, M. ; GEMMEKE, H. ; RUITER, N. V.: Resolution Assessment of a 3D Ultrasound Computer Tomograph Using Ellipsoidal Backprojection. In: *IEEE Ultrasonics Symposium*. Vancouver, BC, Oktober 2006, S. 1979–1982
- [101] SCHWARZENBERG, G. F. ; WEBER, M. ; HOPP, T. ; RUITER, N. V.: Model-Based Pulse Detection for 3D Ultrasound Computer Tomography. In: *IEEE Ultrasonics Symposium*. New York, NY, USA, Oktober 2007, S. 1255–1258
- [102] SCHWARZENBERG, G. F. ; ZAPF, M. ; RUITER, N. V.: Aperture Optimization for 3D Ultrasound Computer Tomography. In: *IEEE Ultrasonics Symposium*. New York, NY, USA, Oktober 2007, S. 1820–1823

- [103] WEBER, M. ; RUITER, N. V. ; SCHWARZENBERG, G. ; ZAPF, M. ; MÜLLER, T. O.: *Bildverarbeitung für die Medizin 2006*. Kap. Ultraschallsimulation für die Ultraschall-Computertomographie, S. 439–443, Springer Berlin Heidelberg, Mai 2006
- [104] ZAPF, M. ; SCHWARZENBERG, G. F. ; KARL, M. ; RUITER, N. V.: Non-Linear Effects of Signal to Image Mapping in Voxel-Driven SAFT Based Reconstruction Approaches. In: *IEEE Ultrasonics Symposium*. New York, USA, Oktober 2007, S. 1278–1281
- [105] ZAPF, M. ; SCHWARZENBERG, G. F. ; RUITER, N. V.: High Throughput SAFT for an Experimental USCT System as MATLAB Implementation with Use of SIMD CPU Instructions. In: MCALEAVEY, Stephen A. (Hrsg.) ; D’HOOGHE, Jan (Hrsg.): *Medical Imaging 2008: Ultrasonic Imaging and Signal Processing* Bd. 6920, SPIE, 2008, S. 692010

Betreute Diplomarbeiten

- [106] ESPEJO, J.: *Motion Compensation in Ultrasound Computer Tomography*, École nationale supérieure de physique de Strasbourg, Diplomarbeit, 2007
- [107] HOPP, T.: *Erstellung einer Benutzeroberfläche zur Exploration und Analyse großer Datenmengen eines Ultraschall-Computertomographen*, Berufsakademie Mannheim, Diplomarbeit, 2006
- [108] JOHANN, U.: *Entfaltung von Hochfrequenzsignalen in der Ultraschall-Computertomographie*, Fachhochschule Koblenz, Diplomarbeit, 2006
- [109] MAYER, U.: *Statistische Bildrekonstruktion für die 3D-Ultraschall-Computertomographie unter Verwendung des (erweiterten) Kalman Filters*, Institut für intelligente Sensor-Aktor-Systeme, Universität Karlsruhe, Diplomarbeit, 2008
- [110] WEBER, M.: *Robuste Pulsdetektion für die Ultraschall-Computertomographie*, Hochschule Mannheim, Masterarbeit, 2006

Am Forschungszentrum Karlsruhe wird ein neues bildgebendes Verfahren zur verbesserten Diagnose von Brustkrebs entwickelt: die 3D-Ultraschall-Computertomographie. Der dafür entwickelte 3D-Ultraschall-Computertomograph (3D-USCT) besteht aus ca. 2000 Ultraschallwandlern und ermöglicht es, echte dreidimensionale Aufnahmen einer undeformierten Brust durchzuführen. In dieser Komplexität und mit der dreidimensionalen Vermessung ist solch ein System bislang einmalig.

Die Untersuchung der Abbildungseigenschaften ermittelt die Möglichkeiten und Grenzen der Bildgebung. Im Rahmen dieser Arbeit werden die wesentlichen Systemparameter ermittelt, hinsichtlich ihres Einflusses auf die Abbildungseigenschaften bewertet und eine Optimierung des Gesamtsystems bezüglich der erreichbaren Bildqualität durchgeführt. Insbesondere das 3D-Auflösungsvermögen wie auch die Vermessung der Brust konnten für die in dieser Arbeit konzipierte nächste Generation des 3D-USCT entscheidend verbessert werden.