

QUANTITATIVE
ULTRASCHALLABBILDUNGSVERFAHREN
FÜR DIE MUSKELDIAGNOSTIK

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines
Doktor-Ingenieurs
der
Fakultät für Elektrotechnik und
Informationstechnik
an der Ruhr-Universität Bochum

von
Andreas Pesavento
Werl

Bochum 1999

Dissertation eingereicht am: 26. Mai, 1999
Tag der mündlichen Prüfung: 11. November, 1999
Berichterstatter: Prof. Dr.-Ing. Helmut Ermert
Prof. Dr.-Ing. Johann Friedrich Böhme

Inhaltsverzeichnis

1 Einführung	8
1.1 Medizinischer Hintergrund.....	8
1.2 Quantitative Abbildungsverfahren.....	9
2 Statistische Eigenschaften der Ultraschallechosignale aus biologischem Gewebe	12
2.1 Random Walk Modell.....	12
2.2 Statistik erster Ordnung der Echosignale.....	13
2.3 Statistik zweiter Ordnung der Echosignale.....	16
2.3.1 Korrelation axial oder lateral verschobener Bildpunkte	16
2.3.2 Korrelation zweier aus verschiedenen Richtungen aufgenommene Bildpunkte....	16
2.4 Spektrale Eigenschaften der Echosignale.....	17
3 Ultraschall-Abbildungsverfahren mit multidirektionalen Echodaten	19
3.1 Motivation und Aufnahmegeometrie.....	19
3.2 Kompensation von Systemeigenschaften.....	21
3.3 URCT.....	23
3.4 Ein Verfahren zur Schätzung der frequenzabhängigen lokalen Dämpfung mit multidirektionalen Echodaten.....	25
3.5 Verfahren zur Schätzung stochastischer Eigenschaften der Rückstreuung.....	27
3.5.1 Momentenbasierte Verfahren.....	28
3.5.2 Frequenzabhängige Rückstreuung.....	30
3.5.3 Co-occurrence-Parameter.....	31
3.5.4 MLE von Parametern der verallgemeinerten K-Verteilung.....	33
4 Abbildung elastischer Gewebeeigenschaften mit Ultraschall	37
4.1 Grundlagen.....	37
4.1.1 Messung elastischer Gewebeeigenschaften mit Ultraschall.....	37
4.1.2 Aufnahmeconzepte in der Elastographie.....	37
4.1.3 Datenmodell und Verschiebungsschätzung.....	38
4.1.4 Berechnung der lokalen Kompression aus Verschiebungen.....	40

4.2 Fehlerquellen der Zeitverschiebungsschätzung.....	42
4.2.1 Schätzfehler aufgrund axialer Gewebekompression.....	43
4.2.2 Transversale Bewegungsartefakte.....	46
4.2.3 Stochastische Fehlerquellen.....	46
4.3 Multikompressionsansätze.....	47
4.4 Ausgleich des Druckabfalls über der Tiefe.....	48
4.5 Ein recheneffizientes Verfahren zur Schätzung von Zeitverschiebungen.....	49
4.5.1 Die Phasennullstellensuche.....	49
4.5.2 Theoretische Gemeinsamkeiten mit anderen Verfahren	58
4.5.3 Analyse der Verfahrens mittels Simulationen.....	60
4.5.4 Reduktion des Einflusses lateraler Verschiebungen.....	70
4.6 Diskussion der Ergebnisse.....	73
5 Ein multidirektionales Aufnahmesystem für die Abbildung des menschlichen Rückens	75
5.1 Anforderungen an den Meßplatz.....	75
5.2 Beschreibung des Meßsystems.....	75
5.3 Ankopplung.....	77
5.4 Geometrische Genauigkeit des Systems.....	78
5.4.1 Kalibrierung des mechanischen Systems.....	78
5.4.2 Korrektur von Bewegungen des Patienten durch Atmung.....	81
5.5 Wahl der lateralen Wandlerverschiebung.....	84
6 Aufnahmesysteme zur Abbildung elastischer Gewebeeigenschaften mit Ultraschall	87
6.1 Aufnahmesystem und Applikator zur Off-Line Aufnahme von hochfrequenten Ultraschallechodaten für die Elastographie.....	87
6.2 Ein System zur Abbildung von Kompressionsbildern in Echtzeit.....	88
7 in-vitro und in-vivo-Resultate	91
7.1 URCT.....	91
7.2 Frequenzabhängige Dämpfung.....	95
7.3 Abbildung stochastischer Eigenschaften der Rückstreuung.....	96

7.4 Elastographie.....	99
7.4.1 Phantommessungen.....	99
7.4.2 In-vivo Ergebnisse.....	105
7.5 Diskussion.....	106
8 Zusammenfassung und Ausblick	109
9 Literatur	110

Liste häufig verwendeter Formelzeichen

Operatoren

$card(\dots)$	Kardinalität, Anzahl der Elemente einer Menge
$ceil$	Rundung zur nächst größeren ganzen Zahl
DFT	Diskrete Fouriertransformation
DIFT	Diskrete Fourierrücktransformation
E	Erwartungswert
FT_x	Fouriertransformation bezüglich x
$floor$	Rundung zur nächst kleineren ganzen Zahl
$sign$	Vorzeichenoperator
$(\dots)^T$	Transponieren eines Vektors oder einer Matrix

Griechischen Buchstaben

α	Parameter der verallgemeinerten K-Verteilung
$\alpha_U(\omega, k_s, l, m)$	Einzeldämpfungsbilder der multidirektionalen Dämpfungsschätzung
$\Gamma(x)$	Gamma-Funktion
$\delta(t)$	Dirac'scher Delta-Impuls
Δ_{ax}	Axiale Schrittweite des Dämpfungsschätzung
$\Delta\varphi$	Winkelschrittweite des Sektorscans
Δk	Abstand der in der Co-occurrence Matrix betrachteten Bildpunkte
Δ_M	Mahalanobisdistanz
ΔT	Abtastzeit der hochfrequenten Echodaten
$\Delta\omega$	Bandbreite der Echosignale
Δz_i	Atmungsbedingte Distanzvariationen des Ultraschallwandlers zum Rücken
ν	Parameter der verallgemeinerten K-Verteilung
η	Parameter der verallgemeinerten K-Verteilung
μ_κ	Moment der Ordnung κ der demodulierten Echodaten
$\varphi(\tau)$	Phase der Kreuzkovarianzfunktion der analytischen Echosignale
φ_0	Anfangswinkel des Sektorscans
$\rho(\Delta x)$	Korrelationsfunktion der demodulierten Echodaten in Abhängigkeit der lateralen Wandlerverschiebung
σ_τ	Varianz der Zeitverschiebungsschätzung
σ_s	Varianz der Kompressionsschätzung
$\tau(t)$	Verschiebung einer A-Linie
τ_c	Um Beobachtungsfenster als konstant angenommene Zeitverschiebung
τ_k	Zeitverschiebung zur Zeit t_k
$\tau_k^{(m)}$	m -te modifizierte Newton Iteration der Zeitverschiebung zur Zeit t_k
ω	Kreisfrequenz
ω_0	Schwerpunktsfrequenz der Ultraschallechosignale
ω_1	Untere Grenzfrequenz der Ultraschallechosignale
ω_2	Obere Grenzfrequenz der Ultraschallechosignale

Lateinische Buchstaben

A_i	Amplitudenstufen bei der Schätzung der Co-occurrence Matrix
ASM	Co-occurrence Parameter „Angular Second Moment“
a_0	Kompressionsfaktor
$a_s(t)$	Funktion zur Kompensation des Druckabfalls über der Tiefe bei der Kompressionsschätzung
b	Abgeleiteter Parameter der verallgemeinerten K-Verteilung
b_0	Achsenabschnitt der Gradenanpassung der logarithmischen, frequenzabhängigen Rückstreuung
b_1	Steigung der Gradenanpassung der logarithmischen, frequenzabhängigen Rückstreuung
b_m	Rückstreuung in der Bandmitte
c	Phasengeschwindigkeit der Ultraschallwellen
$C_{i,i}$	Co-occurrence Matrix
CON	Co-occurrence Parameter „Kontrast“
COR	Co-occurrence Parameter „Korrelation“
$c_{xx}(\tau)$	Autokovarianzfunktion des Signals $X(t)$
$c_{xy}(\tau)$	Kreuzkovarianzfunktion zweier Signale $X(t)$ und $Y(t)$
$C_{mm}(\omega)$	Leistungsdichtespektrum des den Echosignalen überlagerten Rauschens.
$C_{UU}(\omega)$	Leistungsdichtespektrum der hochfrequenten Echosignale
$d_{k,l,m}$	Untermenge der demodulierten Echodaten, die zur Schätzung von Parametern am einem Punkt P verwendet werden
$\hat{d}_{k,l,m}$	Auf die mittlere Helligkeit normierte $d_{k,l,m}$
D	Demodulierte Echosignale
$D_{k,l,m}$	Demodulierte multidirektionale Echodaten mit k : Index des Abtastwertes, l : Index der A-Linie, m : Index des Einzelbildes
ENT	Co-occurrence Parameter „Entropie“
$f_D(d \alpha, \nu, \eta)$	Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion der verallgemeinerten K-Verteilung
f_0	Schwerpunktsfrequenz der Echosignale
I	Anzahl der Quantisierungsstufen bei der Schätzung der Co-occurrence Matrix
k_s	Axialer Index der Abtastwerte der Dämpfungsschätzung
K	Anzahl der Abtastwerte einer A-Linie der multidirektionalen Echodaten
K'	Anzahl der Abtastwerte, die zur Schätzung von Parametern aus multidirektionalen Echodaten an einem Punkt P verwendet werden
K_L	Fensterlänge der Dämpfungsschätzung
K_R	Anzahl lateral gemittelter Periodogramme zur Schätzung der frequenzabhängigen Rückstreuung
L	Anzahl der A-Linien eines Einzelbildes der multidirektionalen Echodaten
L'	Anzahl der A-Linien, die zur Schätzung von Parametern aus multidirektionalen Echodaten an einem Punkt P verwendet werden
$L_{UU}(\omega, k_s, l, m)$	Logarithmisches mittleres Periodogramm für die Dämpfungsschätzung
L_{uu}	Logarithmisches, durch gemittelte Periodogramme geschätztes Leistungsdichtespektrum der hochfrequenten Echodaten am Punkt P
$\bar{L}(\omega, k_s, l, m)$	Lokaler Mittelwert des logarithmischen Leistungsdichtespektrums
N	Anzahl der Streuer

N_S	Anzahl der gemittelten Multikompressionsbilder
M	Anzahl der Einzelbilder der multidirektionalen Echodaten
M'	Anzahl der Einzelbilder, die zur Schätzung von Parametern aus multidirektionalen Echodaten an einem Punkt P verwendet werden.
MSE_S	Mittlerer quadratischer Fehler der Kompressionsschätzung
$NCRLB$	Auf die Schwerpunktsfrequenz normierte Cramer-Rao-Schranke der Zeitverschiebungsschätzung
N_{FIR}	Anzahl der zur Kompressionsschätzung verwendeten Zeitverschiebungen
N_I	Anzahl der modifizierten Newton-Iterationen bei der Phasennullstellensuche
$NMSE$	Auf die Schwerpunktsfrequenz normierter mittlerer quadratischer Fehler der Zeitverschiebungsschätzung
$p(x', z', z)$	Tiefenabhängige Punktbildfunktion
$p_{ax}(z', z)$	Axiale Komponente der separierbaren, tiefenabhängigen Punktbildfunktion
$p_{lat}(x', z)$	Laterale Komponente der separierbaren, tiefenabhängigen Punktbildfunktion
ρ_M	2. Filterkoeffizient des IIR-Filters zur zeitlichen Filterung von Kompressionsbildern
$p_R(x)$	Durch ein Polynom approximierte Linie des Eintrittsechos des Rückens
p	Grad der logarithmischen Kompression
r_0	Innenradius des Sektorscans
R_{UU}	Durch ein Periodogramm geschätztes Leistungsdichtespektrum der hochfrequenten Echodaten
R_{uu}	Durch gemittelte Periodogramme geschätztes Leistungsdichtespektrum der hochfrequenten Echodaten am Punkt P
$s(t)$	Kompression einer A-Linie
$s_k(x, z)$	Multikompressionsbild
$\bar{s}_k(x, y)$	Zeitlich gefiltertes Multikompressionsbild
s_0	Im Beobachtungsfenster als konstant angenommene Kompression
SNR	Mittelwert durch Standardabweichung der demodulierten Echodaten
SNR_κ	Parameter SNR der Ordnung κ
SNR_E	Signal-zu-Störabstand der Echosignale
t_k	Diskreter Zeitpunkt, an dem eine Zeitverschiebung geschätzt wird
t_n	Zwischenschritte der Newton-Iteration
T_F	Fensterlänge der Verschiebungsschätzung
T_G	Gesamtbeobachtungsdauer der Kompressionsschätzung
T_S	Schrittweite der Zeitverschiebungsschätzung
U	Hochfrequente, reellwertige Echodaten
U_+	Hochfrequente, komplexwertige Echodaten
$U_{k,l,m}$	Hochfrequente multidirektionale Echodaten. k : Index des Abtastwertes, l : Index der A-Linie, m : Index des Einzelbildes
$U_1(t)$	Hochfrequentes reellwertiges Echosignal (unkomprimiertes Gewebe)
$U_2(t)$	Hochfrequentes reellwertiges Echosignal (komprimiertes Gewebe)
$U_{1+}(t)$	Hochfrequentes analytisches Echosignal (unkomprimiertes Gewebe)
$U_{2+}(t)$	Hochfrequentes analytisches Echosignal (komprimiertes Gewebe)
$U_{1b}(t)$	Basisbandsignal eines Echosignals (unkomprimiertes Gewebe)
$U_{2b}(t)$	Basisbandsignal eines Echosignals (komprimiertes Gewebe)
$U_{1s}(t)$	Simuliertes hochfrequente Echosignal (unkomprimiertes Gewebe)
$U_{2s}(t)$	Simuliertes hochfrequente Echosignal (komprimiertes Gewebe)
$U_{1b}(t, l)$	Zu einem B-Scan gehörige Basisbandsignale (unkomprimiertes Gewebe)
$U_{2b}(t, l)$	Zu einem B-Scan gehörige Basisbandsignale (komprimiertes Gewebe)
W	Kovarianzmatrix der Zeitverschiebungsschätzung
W_k	Hanning-Fenster

$\bar{z}(\omega, k_s, l, m)$	Lokaler Schwerpunkt des logarithmischen Leistungsdichtespektrums
z	Tiefe

Funktionen

$\text{ceil}(x)$	Nächste ganze Zahl größer gleich x
$\text{floor}(x)$	Nächste ganze Zahl kleiner gleich x
$I_0(x)$	Modifizierte Besselfunktion erster Art der Ordnung 0
$K_\alpha(x)$	K-Besselfunktion der Ordnung α
$\log(x)$	Natürlicher Logarithmus von x
$\log_{10}(x)$	Dekadischer Logarithmus von x
$\text{rect}(x)$	Rechteckfunktion
$\text{tri}(x)$	Dreiecksfunktion = $\text{rect}(x) * \text{rect}(x)$

Abkürzungen

CIM	Correlation-Interpolation Method
COM	Co-occurrence Matrix
CRLB	Cramer-Rao-Schranke
FEM	Methode der Finiten Elemente
FIR	'Finite Impulse Response' (nichtrekursives System)
FTP	'File Transfer Protocol'
IIR	'Infinite Impulse Response' (rekursives System)
KKM	Kreuzkorrelationsmethode
KKML	Kreuzkorrelationsmethode mit logarithmischer Kompression
MLE	'Maximum Likelihood Estimation'
PC	Personalcomputer
PNS	Phasennullstellensuche
PNSL	Phasennullstellensuche mit logarithmischer Kompression
URCT	Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie

1 Einführung

1.1 Medizinischer Hintergrund

Ultraschallabbildungsverfahren werden zur Diagnose von Muskelerkrankungen und Muskelverletzungen in vielen Bereichen eingesetzt. Bei den Anwendungsgebieten handelt es sich sowohl um neuromuskuläre Erkrankungen wie Dystrophien [91, 36, 89] als auch um Veränderungen der Muskulatur aufgrund von Verletzungen oder Traumatisierungen [56], die zu Vernarbungen [56] oder Denervierung der Muskulatur [57] führen können.

Ziel dieser Arbeit ist es, quantitative Ultraschallabbildungsverfahren zu entwickeln, mit denen die Diagnose dieser pathologischen Muskelveränderungen verbessert werden kann. Besonderes Augenmerk wird dabei auf die Diagnose von Muskelveränderungen nach Bandscheibenoperationen gelegt. Veränderungen des medialen Stranges der lumbalen Rückenstreckmuskulatur stehen möglicherweise mit dem sogenannten Postdiskotomiesyndrom in Verbindung. Mit Postdiskotomiesyndrom werden in [48] anhaltende starke Beschwerden nach der Operation einer lumbalen Bandscheibe bezeichnet.

Das Postdiskotomiesyndrom tritt bei bis zu 40 % aller Bandscheibenoperationen auf. Die Betroffenen haben typischerweise ein Lebensalter zwischen 25 und 45 Jahren, und mit dem Postdiskotomiesyndrom gehen Minderungen der Erwerbsfähigkeit von 20 bis 30 %, bei ausgeprägten Formen bis zu 100 % einher [48]. Nur in etwa 12 bis 16 % der Fälle ist ein Rezidivprolaps, also ein erneuter Bandscheibenvorfall, die Ursache erneuter Beschwerden [108]. Die weiteren Ursachen für das Postdiskotomiesyndrom sind weitgehend ungeklärt. Die in dieser Arbeit entwickelten Ultraschallabbildungsverfahren sollen die Erforschung des Postdiskotomiesyndroms unterstützen. Mögliche Pathomechanismen, die als Erklärungsansätze des Postdiskotomiesyndroms herangezogen werden, sind einerseits auf Schädigungen im Bereich des Spinalnerves, andererseits auf Schädigungen im Bereich der lumbalen Rückenstreckmuskulatur (Abbildung 1.1.1) und deren Nerven zurückzuführen. Um die genauen Ursachen zu klären, sollen zum Nachweis letzterer Schädigungen Ultraschallabbildungsverfahren verwendet werden, die Vernarbungen sowie Denervierungen des medialen Strangs der Rückenstreckmuskulatur nachweisen. Daneben kann es allerdings auch zu einer *erhöhten* Muskelaktivierung durch Narbenbildung im Bereich des Spinalnerves kommen, deren Erkennung mit Ultraschallabbildungsverfahren nicht möglich ist.

Beide Ziele, die Erkennung von Vernarbungen im Bereich der Rückenstreckmuskulatur sowie die Erkennung von Atrophien aufgrund von Denervierungen, erfordern vor allem eine kontrastreiche, valide und reproduzierbare morphologische Abbildung der Rückenstreckmuskulatur, damit z. B. Veränderungen im Muskelquerschnitt, welche mit einer Atrophie einher gehen, sicher erkannt

werden können. Andererseits ist die Erkennung von Narbengewebe und von Veränderungen der inneren Struktur der Rückenstreckmuskulatur von Interesse. Hier ist der Einsatz bestimmter quantitativer Abbildungsverfahren, die bei diesen speziellen Zwecken einen guten Kontrast aufweisen, sinnvoll.

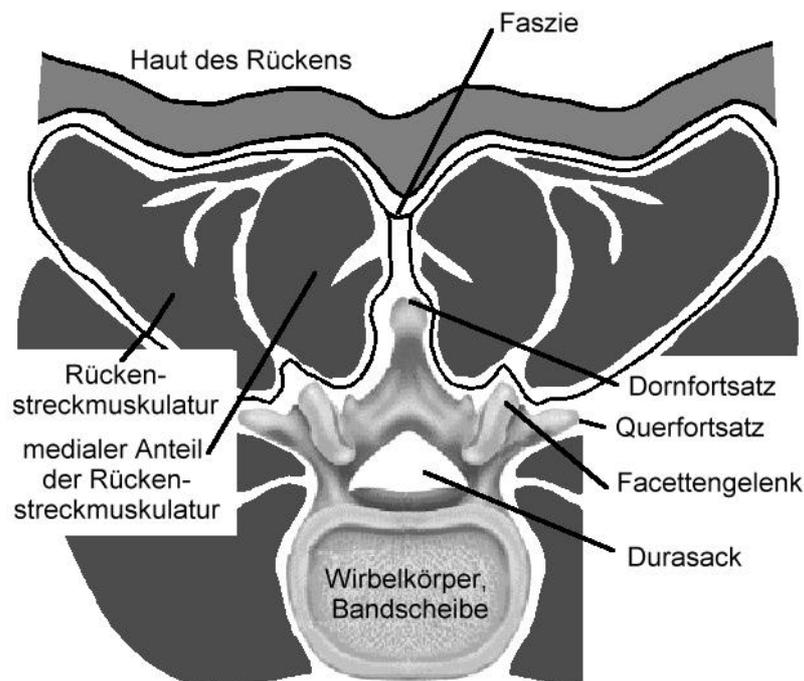


Abbildung 1.1.1: Anatomie der lumbalen Rückenstreckmuskulatur und der Lendenwirbel

1.2 Quantitative Abbildungsverfahren

Der Kontrast des herkömmlichen B-Bild-Verfahrens reicht in der Regel nicht aus, um die oben genannten Ziele zu erreichen. Ziel dieser Arbeit ist es daher, quantitative Abbildungsverfahren zu entwickeln, die gegenüber dem B-Bild-Verfahren einen erhöhten Kontrast bei der Abbildung der Rückenstreckmuskulatur generell aufweisen, und speziell bei der Abbildung von Vernarbungen der Muskulatur kontrastreicher sind. Diesem Ziel kommt die größte Bedeutung zu. Es kann, wie in dieser Arbeit gezeigt wird, mit Hilfe von quantitativen Abbildungsverfahren erreicht werden. Dabei wird den Abbildungseigenschaften der entwickelten Verfahrens insgesamt (Kontrast, Auflösung, Signal-zu-Störabstand sowie zum Teil auch Bildwiederholrate) eine höhere Bedeutung zugemessen als der genauen, quantitativen Messung von Gewebeparametern für eine automatische oder weitgehend automatisierte Gewebeklassifizierung. Die zum Teil recht komplexe Aufgabe der Interpretation dieser Bilder muß weiterhin durch den Arzt bzw. die Ärztin durchgeführt werden. Für diesen Ansatz gibt es mehrere Gründe:

- Bei der Interpretation von Bildern der Muskulatur spielt die Morphologie eine große Rolle, da beispielsweise in Bildern der Rückenstreckmuskulatur in der Regel eine Vielzahl unterschiedlicher Gewebearten abgebildet ist.
- Für eine Gewebecharakterisierung muß außerdem eine große Anzahl von Histologien aller untersuchten Gewebearten vorliegen [93, 94], was beim Postdiskotomiesyndrom unmöglich ist, da häufig keine erneute Operation vorgenommen wird, in welcher Gewebe entnommen werden könnte [48].
- Bei der quantitativ genauen Messung von Gewebeparametern mit dem Ziel der automatischen Gewebecharakterisierung kann eine akzeptable Genauigkeit oftmals nur auf Kosten der Abbildungseigenschaften, insbesondere der Auflösung, gegebenenfalls aber auch auf Kosten der Bildwiederholrate erreicht werden.
- Gewebecharakterisierungsverfahren benötigen quantitative Abbildungsverfahren mit möglichst guten Abbildungseigenschaften. Die Entwicklung von quantitativen Abbildungsverfahren kann insofern auch als Grundlage für die Gewebecharakterisierung angesehen werden.

Zur Diagnose von Muskelerkrankungen wurden in der Vergangenheit bereits unterschiedliche quantitative Abbildungsverfahren eingesetzt. Diese Arbeit baut auf den dort gewonnenen Erkenntnissen auf und verbessert diese Abbildungsverfahren. Die Abbildungsverfahren lassen sich in drei Gruppen unterteilen:

Bei der ersten Gruppe handelt es sich um Verfahren, die den Kontrast des herkömmlichen B-Bild-Verfahrens dadurch verbessern, daß B-Bilder der gleichen Schnittebene aus unterschiedlichen Richtungen aufgenommen und gemittelt werden. Dieses Verfahren, die sogenannte Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie, ist in der Muskeldiagnostik bereits erfolgreich zur Diagnose der Muskeldystrophie Duchenne angewendet worden [91, 89]. Die zweite Gruppe beinhaltet Abbildungsverfahren, welche die Ultraschallechodaten mit dem Ziel auswerten, weitere Parameter zu gewinnen, die bei der Schallausbreitung oder Rückstreuung eine Rolle spielen und gegenüber dem B-Bild einen höheren Kontrast aufweisen können. In der Vergangenheit wurde beispielsweise die akustische Dämpfung zur Muskeldiagnostik angewendet [5]. Viele neuro-muskuläre Erkrankungen werden sonographisch anhand der Speckletextur erkannt, so daß die automatische Extraktion von Parametern, die die Speckletextur beschreiben, in der Muskelsonographie bereits eingesetzt wurde [70,82]. In der vorliegenden Arbeit wird erstmals versucht, die beiden obigen Ansätze zu verknüpfen, da aus den für die Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie aufgenommenen Echodaten Bilder quantitativer Gewebeparameter mit höherer Genauigkeit und Auflösung gewonnen werden können.

In der dritte Gruppe sind Verfahren zusammengefaßt, die Ultraschall als Abbildungsverfahren nutzen, um Gewebebewegungen aufgrund von äußerlich angebrachter Kompression oder Vibration oder von Eigenbewegungen des Körper zu messen und so auszuwerten, daß Rückschlüsse auf die

Elastizität des Gewebes gezogen werden können. Abbildungsverfahren dieser Gruppe, deren bekanntester Vertreter die Elastographie ist, werten Gewebeinformationen aus, die nicht oder nicht direkt mit Schallausbreitung, Rückstreuung oder Reflexion in Verbindung stehen. Die Elastographie kommt zumeist in der Tumordiagnostik zum Einsatz, wurde aber auch schon in der Muskeldiagnostik eingesetzt [15]. Sie kommt auch bei den in dieser Arbeit verfolgten Ansatz zur Anwendung.

Bei der Adaption der oben genannten Abbildungsverfahren für die Muskeldiagnostik muß beachtet werden, daß die Reflexionseigenschaften der Muskulatur (einschließlich Muskelfasern, Reflexbändern, und Muskelfaszien) inhomogen sind [56]. Die Echodaten können daher nur in kleinen Bereichen als stationär angesehen werden. Dieser Tatsache wird in der vorliegenden Arbeit bei der Entwicklung aller Abbildungsverfahren besondere Beachtung geschenkt und führt bei den Abbildungsverfahren der ersten und zweiten Gruppe zum Einsatz multidirektionaler Echodaten. Auch die in der Elastographie zum Einsatz kommenden Schätzverfahren wurden in Hinblick auf Inhomogenitäten der Reflexionseigenschaften optimiert.

Die Arbeit gliedert sich in folgende Teile: Im zweiten Kapitel werden die für die zu entwickelnden Abbildungsverfahren relevanten stochastischen Eigenschaften der Ultraschallechosignale zusammengefaßt. In Kapitel 3 werden neue Ultraschallabbildungsverfahren zur Extraktion quantitativer Gewebeparameter aus multidirektionalen Echodaten vorgestellt. In Kapitel 4 werden die Grundlagen der Elastographie sowie ein neues, sehr recheneffizientes Verfahren für die Signalverarbeitung in der Elastographie entwickelt und anhand von Simulationen validiert. In Kapitel 5 und Kapitel 6 werden Aufnahmesysteme für die Aufnahme multidirektionaler Echodaten und für die Aufnahme von Elastographiebildern einschließlich eines Echtzeit-Elastographie-Systems vorgestellt. Die Abbildungsverfahren werden anhand von in-vivo und Phantomaufnahmen in Kapitel 7 validiert, verglichen und diskutiert. Kapitel 8 schließt diese Arbeit mit einer Zusammenfassung ab.

2 Statistische Eigenschaften der Ultraschallechosignale aus biologischem Gewebe

In diesem Kapitel werden die statistischen Eigenschaften von Ultraschallechosignalen zusammengefaßt, die für die Abbildungsverfahren in dieser Arbeit von Interesse sind. Es handelt sich dabei um die statistischen Eigenschaften der hochfrequenten Echodaten, der Amplitude sowie der Intensität der demodulierten Echosignale. Es werden die statistischen Eigenschaften der Echosignale, die sich bei Abbildung eines Mediums mit örtlich homogenen Streuerverteilungen ergeben untersucht.

2.1 Random Walk Modell

In dieser Arbeit werden in der Regel Echosignale betrachtet, die von einer Gruppe von mehr oder weniger zufällig verteilten Streuern zurückgestreut werden. Die statistischen Eigenschaften der zu erwartenden Echoamplitude können zumeist mit dem Random-Walk-Modell hergeleitet werden, das beispielsweise in [59] oder in [115] beschrieben wird. Das Random-Walk Modell (Abbildung 2.1.1) betrachtet nur Streuer, die sich innerhalb einer Auflösungszelle in der Tiefe z befinden, und leitet die Statistik der dort erzielten komplexen Echoamplitude U_+ aus den statischen Eigenschaften der Streuerverteilung her. Gemäß dem Random-Walk-Modell ist die komplexe Amplitude des Empfangssignals an einer beliebigen Stelle eines Ultraschallbildes eine Summe aus komplexen Zahlen mit zufällig schwankender Phase und Amplitude, die gegebenenfalls auch einen deterministischen Anteil besitzen. In diesem vereinfachten, zweidimensionalen Modell lassen sich die Ultraschallechosignale folgendermaßen modellieren:

$$U_+ = \sum_{i=1}^N p(x'_i, z'_i, z) \quad (2.1.1)$$

Hierbei stellt (x'_i, z'_i) die Position eines Streuers relativ zum Zentrum der Auflösungszelle in der Tiefe z und $p(x', z', z)$ die komplexwertige Punktbildfunktion dar. Die laterale Ortskoordinate, die auf der die Tiefe bezeichnenden Koordinate z senkrecht steht, wird hier mit x bezeichnet. Die Abbildungseigenschaften des Ultraschallabbildungssystems können innerhalb der betrachteten Auflösungszelle als ortsunabhängig angesehen werden, so daß die Punktbildfunktion nur von zwei Veränderlichen abhängt. Jede komplexe Zahl $p(x'_i, z'_i, z)$ ist also der Beitrag eines Streuers an der Stelle (x'_i, z'_i) zur gesamten rückgestreuten Welle.

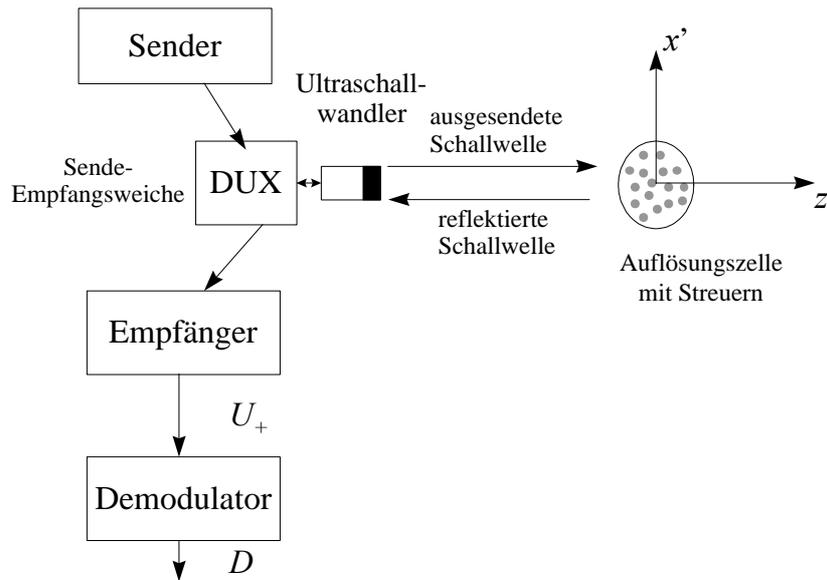


Abbildung 2.1.1: Vereinfachtes Modell für Ultraschall-Pulsechosignale

Das Random-Walk-Modell zeigt anschaulich das Zustandekommen des Specklemusters bei einer großen Anzahl von zufällig verteilten Streuern in der Auflösungszelle. In diesem Fall können die Phasen $\arg(p(x'_i, z'_i, z))$ als zufällig und gleichverteilt angenommen werden [12]. Die Summe in Gleichung (2.1.1) kann man sich als Aneinanderreihung von N zufälligen Vektoren in der komplexen Ebene vorstellen. Die Entfernung des Endpunktes vom Startpunkt ist U_+ . Je nachdem, ob die Terme in Gleichung (2.1.1) sich überwiegend auslöschen oder verstärken, ergibt sich eine mehr oder weniger große Amplitude $|U_+|$.

Je nach Annahme über die statistischen Eigenschaften der Phasen $\arg(p(x'_i, z'_i, z))$, der Amplituden $|p(x'_i, z'_i, z)|$ sowie der Streueranzahl N ergeben sich unterschiedliche statistische Eigenschaften der komplexwertigen hochfrequenten Echosignale U_+ bzw. der demodulierten Echosignale $D=|U_+|$. Dieses Modell ist daher die Grundlage vieler Arbeiten über die Statistik erster Ordnung und die Statistik zweiter Ordnung der Echosignale, deren wichtigste Ergebnisse für diese Arbeit im folgenden zusammengefaßt werden.

2.2 Statistik erster Ordnung der Echosignale

In der Vergangenheit wurde vorwiegend die Statistik erster Ordnung der *demodulierten* Echosignale D untersucht. Die demodulierten Echosignale sind Rayleigh-verteilt, wenn die Zahl der Streuer in einer Auflösungszelle groß ist und die Streuer zufällig verteilt sind [12, 116]. Diese Verteilung besitzt nur einen Parameter, mit dem die Stärke der Rückstreuung beschrieben werden kann. Rückstreuung an einer großen Anzahl von nicht gleichverteilten Streuern führt näherungsweise zu einer Rice-Verteilung der Echosignale [114]. Diese Verteilung besitzt zusätzlich zu dem Parameter der Rayleigh-Verteilung einen Parameter, der den Grad der Kohärenz der Phasen in der Summe des Random-Walk-Prozesses in Gleichung (2.1.1) beschreibt.

Sind hingegen die Streuer zufällig verteilt, während die Anzahl N nicht als unendlich angenommen werden kann, ist die Echoamplitude K-verteilt. Die Gültigkeit dieser Verteilung zur Beschreibung von Ultraschallechodaten wurde in letzter Zeit häufig anhand von theoretischen Überlegungen, in-vitro und in-vivo-Messungen nachgewiesen [118, 98, 99, 64, 65, 59, 33, 20, 27]. Die K-Verteilung wurde dabei erfolgreich genutzt, um Rückstreuung von Brusttumoren und Myocardium zu beschreiben. Auch diese Verteilung kann durch zwei Parameter beschrieben werden. Dabei beschreibt ein Parameter die Stärke der Rückstreuung, der andere Parameter ist ein Maß für die Anzahl der Streuer.

In [3] wird eine Verteilung hergeleitet, mit der Rückstreuung an nicht gleichverteilten Streuern und an einer kleinen Anzahl von Streuern beschrieben werden kann. Die daraus entstehende Verteilung wird verallgemeinerte K-Verteilung genannt. In [3] und [39] wird sie aus dem Random-Walk Modell hergeleitet. Die Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion der verallgemeinerten K-Verteilung ist

$$f_D(d|\alpha, v, \eta) = \frac{2b}{\Gamma(\alpha)} \left(\frac{2\alpha d}{b\eta^2} \right)^\alpha I_0 \left(\frac{vd}{\eta} \right) K_{\alpha-1}(bd) \quad , \quad (2.2.1)$$

mit

$$b = \sqrt{4\alpha + v^2/\eta} \quad . \quad (2.2.2)$$

η ist ein Skalierungsfaktor, der lediglich die Amplitude der Echosignale beschreibt. Durch Änderung dieses Parameters kann die Verteilungsfunktion gestreckt oder gestaucht werden, behält ihre sonstige Form aber bei. Für voll ausgebildetes Speckle, das durch einer hohe Anzahl von Streuern hervorgerufen wird, strebt α gegen unendlich. Zugleich ist die Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion der verallgemeinerten K-Verteilung identisch mit der Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion der Rice-Verteilung [59]. Die Anzahl der Streuer in einer Auflösungszelle muß hierbei größer als 10 sein, damit voll ausgebildetes Speckle vorliegt [104]. Der Parameter α ist daher ein Maß für die Anzahl der Streuer in der Auflösungszelle. v beschreibt den kohärenten Anteil der Echoamplitude [59] und ist ein Maß für die Kohärenz der Terme in der Summe des Random-Walk-Modells in Gleichung (2.1.1). Für $\alpha \rightarrow \infty$ und $v = 0$ ist die Verteilung identisch mit der Rayleigh-Verteilung [59]. Gilt lediglich $v = 0$, so ist die Verteilung identisch mit der K-Verteilung. Gilt lediglich $\alpha \rightarrow \infty$, so ist die Verteilung identisch mit der Rice-Verteilung.

Zusammenfassend läßt sich sagen:

- Der Parameter η ist ein Maß für die Echoamplitude und entspricht dem Parameter der Rayleigh-Verteilung.
- Der Parameter α ist ein Maß für die Anzahl der Streuer einer Auflösungszelle und entspricht dem zusätzlichen Parameter der K-Verteilung

- Der Parameter ν beschreibt die Kohärenz der Anteil der Echosignale der Streuer in der Auflösungszelle und entspricht dem zusätzlichen Parameter der Rice-Verteilung.

Die verallgemeinerte K-Verteilung wurde erfolgreich verwendet, um die örtliche Verteilung der Schallamplitude nach der Ausbreitung einer homogenen ebenen Schallwelle durch die Bauchdecke oder durch Brustgewebe zu beschreiben [59].

Die Statistik erster Ordnung der Echosignale wird häufig mit Hilfe des sogenannten „SNR“ der demodulierten Echosignale beschrieben [116]. Mit SNR wird hierbei das Verhältnis von Erwartungswert μ zur Wurzel der Varianz σ der demodulierten Echosignale bezeichnet:

$$\text{SNR} = \frac{\mu}{\sigma} \quad (2.2.3)$$

Für Rayleigh-verteilte Echosignale ist dieses Verhältnis ca. 1,91 [113]. Für Rice-verteilte Echosignale ist dieses Verhältnis immer größer als 1,91 [113]. Der Parameter SNR nimmt für K-verteilte Echosignale einen Wert kleiner als 1,91 an. Für die verallgemeinerte K-Verteilung gelten diese Beschränkungen des Wertebereiches des SNR nicht, denn diese umfaßt alle vorgenannten Verteilungen.

Die Statistik der hochfrequenten komplexen Echosignale U_+ , dem zu den hochfrequenten reellwertigen Echosignal U zugehörigen analytischen Signal [29], wurden in der Vergangenheit ebenfalls untersucht, allerdings nicht für die gleiche Vielzahl an Streueranordnungen. Die komplexen Echosignale sind komplex zirkular Gauß-verteilt in den Fällen, in denen die demodulierten Echosignale Rayleigh-verteilt sind [115].

2.3 Statistik zweiter Ordnung der Echosignale

2.3.1 Korrelation axial oder lateral verschobener Bildpunkte

Die Korrelation zweier axial oder lateral verschobener Bildpunkte wurde von Wagner in [113, 115] und [116] untersucht. In [113] wurde die Autokorrelation der komplexen Amplituden zweier axial oder lateral verschobener Echoamplituden hergeleitet. Unter der Annahme einer örtlich nicht autokorrelierten Struktur, an der die Echosignale gestreut werden (d.h. die Autokorrelationsfunktion dieser Struktur entspricht einer örtlichen Deltafunktion), entspricht die Autokorrelationsfunktion einer Faltung der Punktbildfunktion des Ultraschallabbildungssystems mit sich selbst. Ist die Struktur örtlich autokorreliert, etwa aufgrund einer bestimmten Streuergröße oder zum Teil regelmäßigen Anordnung der Streuer, verbreitert sich die Autokorrelationsfunktion der komplexen Echosignale. Dieser Zusammenhang wird in Kapitel 2.4 anhand des Leistungsdichtespektrums der Echosignale näher erläutert, da dieses direkt mit der Autokorrelationsfunktion der komplexen Echosignale für axial verschobene Bildpunkte zusammenhängt.

Die Autokorrelationsfunktion der Intensitäten $|U_+|^2$ und der Amplitude der demodulierten Echosignale $|U_+|$ sind fast identisch miteinander [116] und entsprechen bis auf einen Faktor dem Betragsquadrat der Autokorrelationsfunktion der komplexen Echosignale U_+ . Für komplexe Echosignale hergeleitete Aussagen über Korrelationslängen lassen sich daher auf demodulierte Echosignale übertragen.

2.3.2 Korrelation eines aus verschiedenen Richtungen aufgenommenen Bildpunktes

Wird derselbe Gewebereich gemäß Abbildung 2.3.1 aus zwei Richtungen aufgenommen, so sind die Specklemuster der beiden B-Bilder ebenfalls korreliert. Der Grad der Korrelation hängt vom Transducerabstand Δx und der Größe der Apertur ab. Analytische Herleitungen finden sich in [12], detaillierter auch in [107] und [116].

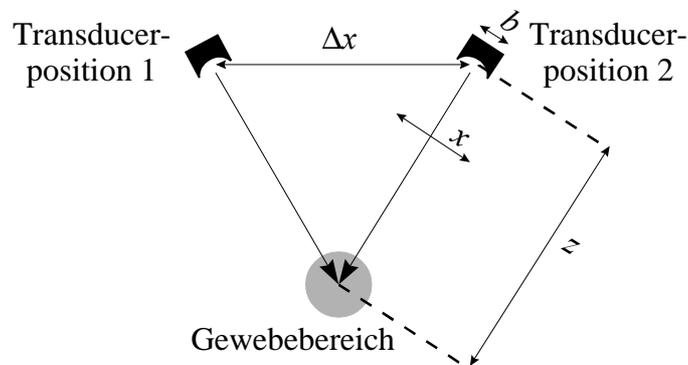


Abbildung 2.3.1. Ein von zwei verschiedenen Transducerpositionen aufgenommener Gewebereich

Die Korrelation $\rho(\Delta x)$ wurde in [116] in Abhängigkeit der lateralen Punktbildfunktion $p_{\text{lat}}(x', z)$ für die *Intensitäten* der Echosignale theoretisch hergeleitet. Mit Intensität wird das Quadrat der Amplitude der demodulierten Echosignale bezeichnet. Diese gilt näherungsweise ebenfalls für die in dieser Arbeit betrachteten Amplituden der demodulierten Echosignale [116]:

$$\rho(\Delta x) = k_N \left[\left| \text{FT}_{x'} \left\{ \left| p_{\text{lat}}(x', z) \right|^2 \right\} \right|^2 \right]_{f=2\Delta x/(\lambda z)} \quad (2.3.1)$$

wobei λ die Wellenlänge der Ultraschallwellen ist, FT_x die Fouriertransformation bezüglich x bezeichnet und k_N eine Normierungskonstante ist, die $\rho(0) = 1$ garantiert. Der grundsätzliche Verlauf der Korrelationsfunktion läßt sich mit Gleichung (2.3.1) ermitteln. Auf diese Weise kann z. B. angegeben werden, wie weit der Wandler in lateraler Richtung bewegt werden muß, damit man ein weiteres, näherungsweise unkorreliertes Bild erhält. In [12] wird hierfür eine Transducerverschiebung von 45 % der Aperturgröße, in [116] eine Transducerverschiebung von 60 % der Aperturgröße angegeben. Da die Korrelation von der Punktbildfunktion des Systems abhängt und somit nicht geräteunabhängig angegeben werden kann, wird die Korrelation in Kapitel

5.5 für ein bestimmtes System gemessen.

2.4 Spektrale Eigenschaften der Echosignale

Das Leistungsdichtespektrum der Echosignale kann zur Beschreibung der Statistik zweiter Ordnung herangezogen werden. Es enthält die gleiche Information wie die (zeitliche) Autokorrelationsfunktion der hochfrequenten (oder komplexwertigen) Echosignale, da diese über die Fouriertransformation eindeutig zusammenhängen [10]. Das Leistungsdichtespektrum der Echosignale läßt sich in vier multiplikative Komponenten separieren [68, 93]:

- Das Leistungsdichtespektrum des Sendesignals. Der Einfachheit halber werden Einflüsse durch die Elektronik des Ultraschallgerätes und durch Wandlung von elektrischer in akustischer Energie und umgekehrt ebenfalls diesem Leistungsdichtespektrum zugeordnet.
- Der Einfluß der Beugung des Sendesignals und Einfluß der Empfangsfokussierung.
- Die Frequenzabhängigkeit der Rückstreuung.
- Der Einfluß der akustischen Gewebedämpfung. Die Gewebedämpfung (Einheit dB/cm) ist ein Materialparameter, dessen Frequenzabhängigkeit gut durch eine lineare Funktion angenähert werden kann.

Während die ersten beiden Komponenten (meßbare) Geräteeigenschaften sind, stellen die beiden letzteren Komponenten Gewebeeigenschaften dar. Die Frequenzabhängigkeit der Rückstreuung hängt für zufällig verteilte Streuer in bekannter Weise von der Größe der Streuer ab [115]. Sind die Streuer klein gegenüber der Wellenlänge des verwendeten Ultraschallsystems, so ist das Leistungsdichtespektrum der rückgestreuten Energie proportional zur vierten Potenz der Frequenz. Mit zunehmender Streuergröße fällt die Ordnung des Anstiegs des Leistungsdichtespektrums über der Frequenz geringer aus, oder das Leistungsdichtespektrum fällt sogar mit zunehmender Frequenz ab.

3 Ultraschall-Abbildungsverfahren mit multidirektionalen Echodaten

3.1 Motivation und Aufnahmegeometrie

Ein Grundproblem quantitativer Abbildungsverfahren auf der Basis von Ultraschallechodaten ist, daß für die Berechnung quantitativer Gewebeparameter Echodaten aus zum Teil recht großen Gewebebereichen - sogenannten Segmenten [93] - herangezogen werden müssen, um Schätzer mit genügend geringen Varianzen zu erhalten. Neben dem Nachteil, daß sich daraus oft eine zu schlechte räumliche Auflösung der so gewonnen Parameterbilder ergibt, ist ein noch größeres Problem, daß für eine Vielzahl von Verfahren stationäre Echodaten und damit Echodaten aus homogenen Gewebebereichen benötigt werden. In der Regel, insbesondere in der Muskelsonographie, sind die Echodaten innerhalb der Segmentgrößen, wie sie für zuverlässige Schätzungen von Gewebeparametern benötigt werden, nicht stationär bzw. die entsprechenden Bereiche nicht homogen.

Wird derselbe Gewebebereich aus einer anderen Richtung aufgenommen, so sind die demodulierten Echodaten, wie in Kapitel 2.3.2 beschrieben, auch bei isotroper Struktur nicht identisch. Die Korrelation hängt bei isotroper Struktur von der Wandlergröße, der Bildtiefe und dem Abstand der Transducerpositionen ab, an denen die Einzelbilder aufgenommen wurden. Durch die Beschallung desselben Gewebebereiches aus mehreren Richtungen ist es somit möglich, eine größere Menge unkorrelierter Echodaten mit gleichen stochastischen Eigenschaften aus der selben Region zu erzielen. In der vorliegenden Arbeit wurde das Ziel verfolgt, die Datenmenge auf diese Weise so zu vergrößern, daß ein Datensegment, das aus jedem Einzelbild genommen wird, nur wenige Speckles enthält. Dadurch wird der Einfluß von Inhomogenitäten auf die Genauigkeit der Schätzung quantitativer Parameter minimiert.

In der Vergangenheit wurden multidirektionale Ultraschallechodaten bereits für die sogenannte Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie, auch Spatial-Compounding [12] genannt, benutzt. Bei diesem Verfahren wird die Tatsache ausgenutzt, daß durch eine Mittelung von aus verschiedenen Richtungen aufgenommenen, demodulierten Ultraschallechodaten die zufälligen Einflüsse der Echoamplitude (also das Speckle) reduziert werden. Das Verfahren kommt auch in dieser Arbeit zum Tragen und wird in Kapitel 3.3 detailliert beschrieben. Für dieses Verfahren wurde eine Vielzahl verschiedener Aufnahmegeometrien vorgeschlagen, um multidirektionale Echodaten der gleichen Schnittebene aufzunehmen.

Eine Möglichkeit ist, einen linearen oder sektorförmiger Transducer mechanisch auf einer Bahn um das Objekt herum zu bewegen (Abbildung 3.1.1) [89,35]. Eine andere Möglichkeit besteht darin, einen Sektorscanner linear über das aufzunehmende Objekt zu bewegen [107]. Aufgrund des in

dieser Arbeit betrachteten Organs, der menschlichen Rückenstreckmuskulatur, wurde ein Sektorscanner gewählt, der linear über den Rücken des Patienten bzw. der Patientin verfahren wird (Abbildung 3.1.2).

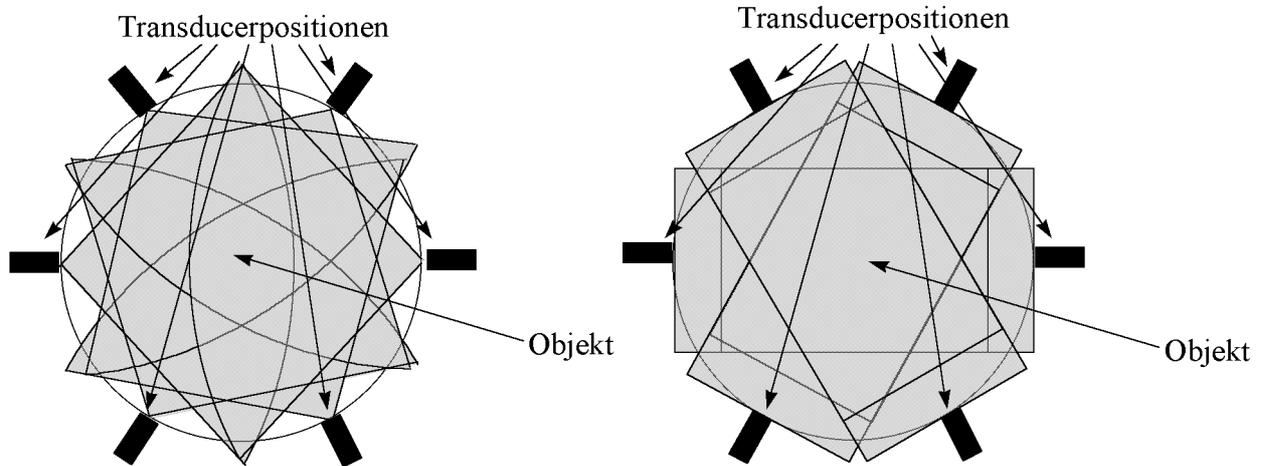


Abbildung 3.1.1: Aufnahme multidirektionaler Echodaten an Objekten, die von allen Seiten zugänglich sind. Die Anordnung kann mit einem Sektorscanner (links) oder einem linearen Scanner (rechts) verwendet werden.

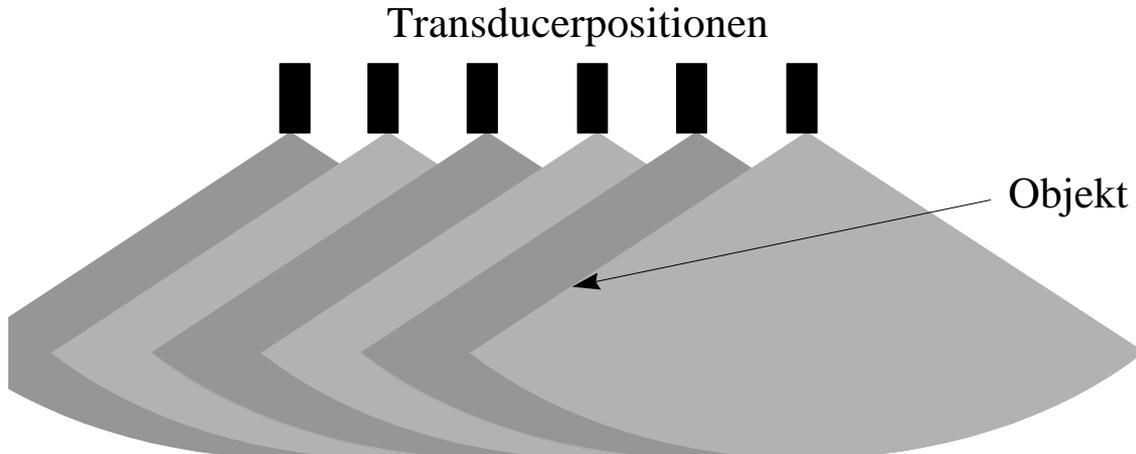


Abbildung 3.1.2: Aufnahme multidirektionaler Echodaten an Objekten, die nur von einer Seite zugänglich sind.

In beiden Fällen kann die Bewegung des Wandlers automatisch durch einen Motor geschehen [89]. Zu einer automatischen Bewegung des Wandlers wurden in der Vergangenheit zwei Alternativen vorgeschlagen: In [35] wurde der Transducer manuell verfahren, während die Wandlerbewegung mechanisch registriert wurden. Eine solche Anordnung hat den Vorteil, daß sie prinzipiell für alle Organe verwendbar ist. Eine weitere Alternative ist, mehrere lateral versetzte B-Bilder der gleichen Schnittebene mit einem Phased-Array aufzunehmen [6, 100]. Dazu werden jeweils nur Untergruppen des Arrays zur Bildgebung verwendet (Abbildung 3.1.3). Ein entscheidender Nachteil

dieser Technik ist, daß sich durch die Verringerung der verwendeten Elementenzahl die laterale Auflösung der Einzelbilder verschlechtert. Des weiteren können aufgrund der begrenzten Gesamtbreite nur wenige unabhängige B-Bilder aufgenommen werden, eine Erhöhung der Anzahl der unabhängigen B-Bilder geht mit einer Verringerung der verwendeten Elementenzahl pro Einzelbild und damit der Auflösung einher [60]. Ein entscheidender Vorteil dieser Technik ist allerdings die Echtzeitfähigkeit [6, 100].

In dieser Arbeit steht die Untersuchung der prinzipiellen Vorteile der Verwendung multidirektionaler Echodaten in der Muskelsonographie im Vordergrund, daher wird ein mechanisch bewegter Wandler verwendet, mit dem eine weitaus größere Menge an stochastisch unabhängigen Echodaten erzielt werden kann als mit Phased-Arrays, deren Apertur üblicherweise vergleichsweise klein ist.

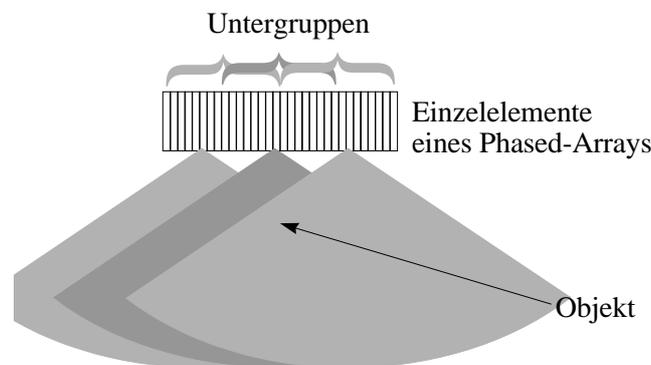


Abbildung 3.1.3: Spatial Compounding mit einem Phased-Array

3.2 Kompensation von Systemeigenschaften

Wie bereits in Kapitel 2 erwähnt, hängen die vom Wandler aufgenommenen Echodaten nicht nur von den Eigenschaften des Gewebes ab, sondern auch von den Systemeigenschaften des verwendeten Ultraschallgerätes. Ausführliche theoretische Modelle für Ultraschallechodaten, die alle wichtigen Komponenten der Ultraschallbildgebung berücksichtigen, finden sich in [68] und [93]. Damit quantitative Ultraschallabbildungsverfahren von Systemeigenschaften unabhängige und somit nur von den Gewebeeigenschaften abhängige Echodaten liefern, müssen die Echodaten zunächst von den Einflüssen des Systems befreit werden. Eine vollständige Befreiung ist aufgrund der begrenzten Bandbreite des Systems und des damit verbundenen irreversiblen Informationsverlust nicht möglich. Eine Kompensation von Systemeigenschaften kann aber dennoch innerhalb der nutzbaren Bandbreite des Systems die Systemeigenschaften und damit auch insbesondere deren Tiefenabhängigkeit kompensieren.

Die Systemeigenschaften werden zusammenfassend durch die von der axialen Ortskoordinate z' und einer dazu senkrecht stehenden, kartesischen, lateralen Ortskoordinate x' sowie die von der Tiefe z abhängigen Punktbildfunktion $p(x', z', z)$ vollständig beschrieben. Sie läßt sich in zwei multiplikative Komponenten $p_{\text{ax}}(z', z)$ und $p_{\text{lat}}(x', z)$ separieren:

$$p(x', z', z) = p_{\text{ax}}(z', z) \cdot p_{\text{lat}}(x', z) \quad (3.2.1)$$

Diese Komponenten werden im folgenden axiale und laterale Punktbildfunktion genannt. Die Autokorrelationsfunktion des Speckles läßt sich in gleicher Weise in eine axiale und eine laterale Autokorrelationsfunktion unterteilen. Sowohl die axiale als auch die laterale Autokorrelationsfunktion der Echosignale hängen wie in Kapitel 2.3.1 beschrieben von den entsprechenden Komponenten der Punktbildfunktion ab. Aufgrund der starken Ortsabhängigkeit der lateralen Punktbildfunktion wegen der Fokussierung und der Beugung der Ultraschallwellen lassen sich die durch die laterale Punktbildfunktion beschriebenen Systemeigenschaften in der Regel nicht kompensieren. Von einer ortsunabhängigen und nur von den Eigenschaften des Gewebes abhängenden lateralen Autokorrelationsfunktion der Echosignale kann daher bei dem Entwurf quantitativer Abbildungsverfahren nicht ausgegangen werden.

Die vorwiegend in die axiale Autokorrelationsfunktion der Echosignale eingehenden Einflüsse des Aufnahmesystems lassen sich am einfachsten durch eine Betrachtung des Leistungsdichtespektrums (Kapitel 2.4) beschreiben. Das Leistungsdichtespektrum der Echosignale wird durch das Sendesignal, die Einflüsse der Elektronik, der elektroakustischen Wandlung, sowie durch die Beugung beeinflusst. Um diese Einflüsse kompensieren zu können, ist die Aufnahme hochfrequenter Echosignale erforderlich, auch wenn eine Vielzahl quantitativer Abbildungsverfahren nur demodulierte Echodaten verwendet [93, 68]. Ein Verfahren zur Kompensation dieser Eigenschaften wird in [68] beschrieben: Das Beugungsspektrum des Wandlers und die Form des Sendesignals werden meßtechnisch erfaßt, indem hochfrequente Echodaten eines homogenen Streuerphantoms aufgenommen werden. Die Streuerdichte des verwendeten Phantoms ist sehr hoch, und die verwendeten Streuer sind klein gegenüber der Wellenlänge der Ultraschallwellen, so daß die Echosignale als Rayleigh-verteilt angenommen werden können, die Echosignale keine kohärenten Anteile enthalten und die Frequenzabhängigkeit bekannt ist (siehe Kapitel 2.4). Zwischen Phantom und Wandler befindet sich eine Wasservorlaufstrecke, deren Länge variiert wird. Auf diese Weise werden Echodaten des Phantoms in verschiedenen Tiefen aufgenommen. Es werden jeweils nur Echodaten direkt unter der Grenzschicht zwischen Wasservorlaufstrecke und Phantom verwendet, damit die phantomspezifische Dämpfung nicht in die Messung eingeht.

Die so aufgenommenen tiefenabhängigen Beugungsspektren werden für eine axiale inverse Filterung aufgenommener hochfrequenter Echodaten verwendet. Diese Korrektur wird im folgenden kurz *Beugungskorrektur* genannt. In dieser Arbeit wird im folgenden davon ausgegangen, daß die Echodaten beugungskorrigiert sind.

Neben einer Beugungskorrektur ist für die meisten quantitativen Abbildungsverfahren auch eine Korrektur der frequenzabhängigen Dämpfung der Echosignale notwendig, eine Ausnahme stellt nur die Schätzung der lokalen Dämpfung dar. Eine solche Dämpfungskorrektur wird ebenfalls in [93] und [68] beschrieben. Sie korrigiert den Einfluß der mittleren, frequenzabhängigen Dämpfung. Lokale Dämpfungsinhomogenitäten werden nicht berücksichtigt. Im folgenden wird auch davon ausgegangen, daß die Ultraschallechodaten in dieser Weise dämpfungskorrigiert wurden.

3.3 URCT

Die Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie, englisch „Ultrasound Reflection Mode Computerized Tomography“ oder kurz URCT, ist ein Verfahren zur Reduktion des Einflusses von Speckle in diagnostischen Ultraschallbildern. Das Verfahren wird zum Teil auch „Spatial Compounding“ genannt, die entsprechenden Bilder werden daher im folgenden kurz Compoundingbilder genannt. Das Verfahren wurde in [89] bereits erfolgreich für die Muskelsonographie zur Diagnose der Muskeldystrophie Duchenne verwendet. Daneben wurde die URCT zur Diagnose einer Vielzahl von anderen Organen benutzt, wie z. B. Mamma [89], Schilddrüse [89], Nieren [6, 35] und Leber [100, 35].

Spatial Compounding wurde bereits 1978 in [12] vorgeschlagen. Bei diesem Verfahren werden mehrere aus der gleichen Schnittebene aufgenommene Ultraschallbilder durch Mittelung der jeweiligen Bildinhalte zu einem Gesamtbild überlagert. Damit diese Mittelung zu einer Specklereduktion führt, müssen gemäß Kapitel 2.3.2 die Bilder aus genügend unterschiedlichen Richtungen aufgenommen worden sein, damit sie möglichst unkorreliert sind.

Da die Rückenstreckmuskulatur für Ultraschall nur von einer Seite, dem Rücken, zugänglich ist, wird die in Kapitel 3.1 und Abbildung 3.1.2 beschriebene Aufnahmegeometrie eingesetzt. In der Vergangenheit wurden für andere Anwendungsbereiche (Mamma und Schilddrüse) auch andere Geometrien vorgeschlagen, die ein Kapitel 3.1 ausführlich besprochen wurden.

Neben der Reduktion des Speckles weisen URCT-Bilder noch weitere positive Eigenschaften auf: Zum einen ist die Anisotropie bezüglich axialer und lateraler Auflösung geringer als bei herkömmlichen B-Bildern. Diese Eigenschaft wird in [89] und [37] ausführlich beschrieben und hängt vom Winkelbereich ab. Bei einem Winkelbereich von 180° ergibt sich eine isotrope Auflösung. In der in dieser Arbeit betrachteten Aufnahmegeometrie wird ein Sektorscanner linear in lateraler Richtung bewegt und nimmt dabei mehrere Einzelbilder der gleichen Schnittebene auf, dabei ist der Winkelbereich durch den Winkelbereich des Sektorscanners (meist zwischen 90° und 120°) beschränkt. Die laterale und die axiale Auflösung der Compoundingbilder liegen dann immer zwischen der lateralen und der axialen Auflösung des verwendeten B-Bildsystems (sofern Bewegungseinflüsse und Schallgeschwindigkeitsinhomogenitäten vernachlässigbar sind). Die laterale und axiale Auflösungen sind aber weiterhin unterschiedlich. Zum anderen werden durch die Richtungsvielfalt eventuelle Abschattungen, etwa durch Rippen [88], aber auch durch Regionen mit

gegenüber dem umliegenden Gewebe stark unterschiedlicher Dämpfung [74] reduziert. Steht dieser Effekt im Vordergrund und wird nicht in erster Linie eine Specklereduktion gewünscht, sind gegebenenfalls andere Verknüpfungen der Einzelbilder als die Mittelwertbildung sinnvoller: In [88] wird beispielsweise die Maximalwertbildung vorgeschlagen. Das Verfahren der URCT reduziert eine weitere Anisotropie des herkömmlichen B-Bildes: Reflexionen von Grenzflächen sind im B-Bild heller, wenn sie senkrecht beschallt werden [49]. Im Compoundingbild erscheinen daher diese in der Regel gekrümmten Flächen aufgrund der Richtungsvielfalt vollständiger [88].

Das Compoundingbild wird bei der verwendeten Geometrie in einem kartesischen Gitter berechnet (Abbildung 3.3.1). An jedem Gitterkreuzungspunkt werden die demodulierten Echodaten des dem Punkt am nächsten liegenden Samples $D_{k,l,m}$ der demodulierten Echodaten eines jeden Einzelbildes m gemittelt. Der Mittelwert wird dem Gitterkreuzungspunkt zugeordnet. Das so entstehende Bild wird grauwertkodiert dargestellt.

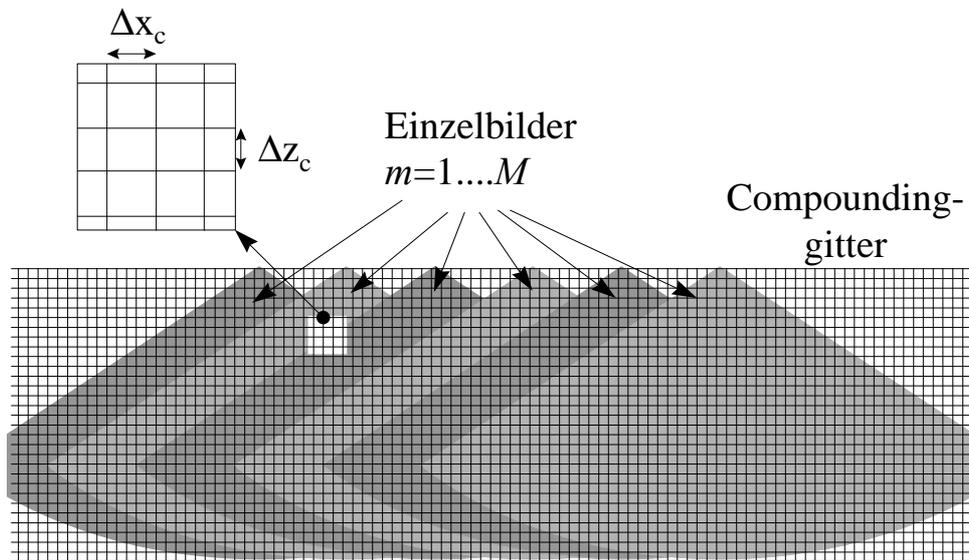


Abbildung 3.3.1: Spatial Compounding oder URCT mittels lateraler versetzter Sektorscans.

Die Specklereduktion durch URCT wird in der Literatur durch die Erhöhung des SNR des Compoundingbildes gemäß Gleichung (2.2.3) gegenüber einem Einzelbild quantifiziert. Unter Verwendung von M unkorrelierten Bildern ergibt sich eine Erhöhung um den Faktor \sqrt{M} [96]. In der Praxis weisen die verwendeten Einzelbilder immer eine gewisse Korrelation auf, so daß sich der Faktor F der Erhöhung des SNR zu

$$F = \frac{M}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^M \rho_{i,j} \right)}} \quad (3.3.1)$$

ergibt [60], wobei $\rho_{i,j}$ den Korrelationskoeffizienten der betrachteten Bildpunkte in den Einzelbildern i und j bezeichnet. Dieser hängt vom lateralen Abstand der Transducerpositionen und der Tiefe z ab.

3.4 Ein Verfahren zur Schätzung der frequenzabhängigen lokalen Dämpfung mit multidirektionalen Echodaten

Die frequenzabhängige Dämpfung wurde in der Vergangenheit bereits zur Diagnose von Muskelerkrankungen eingesetzt [5]. In früheren Arbeiten wurde die frequenzabhängige Dämpfung in der Regel allein aus dem Abfall der rückgestreuten Leistung über der Tiefe geschätzt, entweder durch Subtrahieren der Leistungsdichtespektren in verschiedenen Tiefen (Log-Spectral-Difference-Methode [55]) oder durch eine lineare Regression des Leistungsdichtespektrums über der Tiefe (Multi-Narrowband Method [21]). Diese Methoden eignen sich jedoch nur dazu, die Dämpfung in homogen rückstreuenden Regionen zu schätzen. In nicht homogen rückstreuenden Geweberegionen wird das Ergebnis dieser Schätzer sehr stark durch die Änderung der Reflektivität über der Tiefe beeinflusst. Mit Hilfe eines neuartigen multidirektionalen Schätzers konnte die Abhängigkeit des Dämpfungsschätzers von der Reflektivität deutlich reduziert werden [75]. Die Grundlage dieses Schätzverfahrens soll in Abbildung 3.4.1 verdeutlicht werden. In dieser Abbildung wird ein schematisches B-Bild einer Region mit einer gegenüber dem umliegenden Gewebe höheren Dämpfung dargestellt. Aufgrund der erhöhten Dämpfung ergibt sich hinter dieser Region ein Schallschatten. Wird die Beschallungsrichtung geändert, so befindet sich dieser Schatten an einer anderen Position. Die Richtungsabhängigkeit dieser Schallschatten kann ausgenutzt, um die Dämpfung in robuster Weise lokal zu schätzen. Dazu werden die hochfrequenten Echodaten $U_{k,l,m}$ verwendet. Der Schätzer berechnet die frequenzabhängige lokale Dämpfung (Abweichung der Dämpfung von einem globalen Mittelwert) an bestimmten diskreten Stellen $k = k_s \Delta_{ax}$. Dazu wird in geeigneter Weise die mittlere logarithmische Leistungsdichte eines Bereiches vor dieser Stelle, also für $k < k_s \Delta_{ax}$, mit der mittleren logarithmischen Leistungsdichte hinter diesem Bereich, also für $k > k_s \Delta_{ax}$, verglichen.

Die Schätzung der mittleren logarithmischen Leistungsdichtespektren $\bar{L}(\omega, k_s, l, m)$ an diskreten Stellen $k = k_s \Delta_{ax}$ wird später noch beschrieben. Es repräsentiert die mittleren logarithmischen Leistungsdichtespektren der Echodaten aus einer Tiefe $\bar{z}(\omega, k_s, l, m)$, deren genaue Definition ebenfalls folgt. Die Mittelung erfolgt über einem Bereich von $(2 K_L + 1) \Delta_{ax}$ Abtastwerten. Die Dämpfung kann dann in folgender Weise bestimmt werden:

$$\alpha_U(\omega, k_s, l, m) = \frac{1}{2} \frac{\bar{L}(\omega, k_s + K_L, l, m) - \bar{L}(\omega, k_s - K_L, l, m)}{\bar{z}(\omega, k_s + K_L, l, m) - \bar{z}(\omega, k_s - K_L, l, m)} \quad (3.4.1)$$

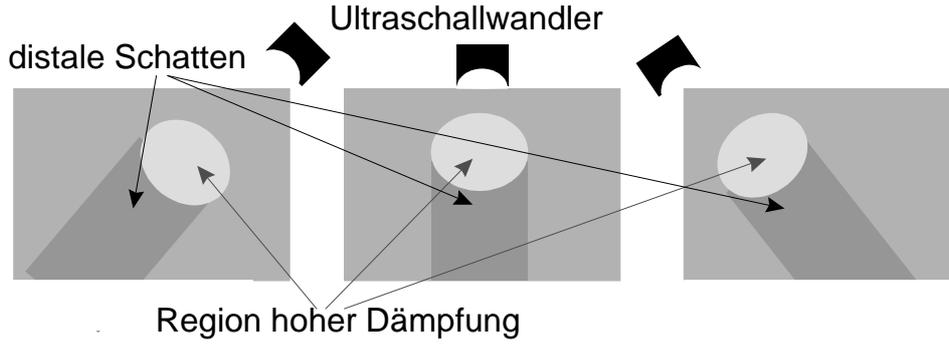


Abbildung 3.4.1. Abhängigkeit distaler Schallschatten von der Beschallungsrichtung

Auf diese Weise berühren sich die beiden Bereiche, die zur Berechnung der Dämpfung verwendet werden, überlappen aber nicht. Der Dämpfungsterm wird dann besonders groß, wenn genau in der dem Abtastwert k_s zugeordneten Tiefe ein stark dämpfendes Medium vorliegt. Die Schätzung des mittleren logarithmischen Leistungsdichtespektrum erfolgt in folgenden Schritten:

Zunächst werden die Leistungsdichtespektren $R_{UU}(\omega, l, m, k_s)$ mit Hilfe des Periodogramms geschätzt. Die Fensterfunktion W_k (Hanning-Fenster), die bei der Schätzung des Periodogramms verwendet wird, hat eine axiale Länge von N_{fft} Abtastwerten:

$$R_{UU}(\omega, k_s, l, m) = \frac{1}{N_{\text{fft}}} \left| \sum_{k=1}^{N_{\text{fft}}} W_k U_{(k_s-1)\Delta_{\text{ax}}+k, l, m} e^{-j\omega \Delta T (k-1)} \right|^2 \quad (3.4.2)$$

Zur Reduktion der Varianz werden $2K_R + 1$ Periodogramme gemittelt:

$$\bar{R}_{UU}(\omega, k_s, l, m) = \frac{1}{2K_R + 1} \sum_{\kappa=-K_R}^{K_R} R_{UU}(\omega, k_s + \kappa, l, m) \quad (3.4.3)$$

Anschließend wird das logarithmische mittlere Periodogramm $L_{UU}(\omega, k_s, l, m)$ berechnet. Dabei wird ein lateraler Mittelwert berechnet und subtrahiert, um Artefakte durch die Schichtstruktur der Rückenmuskulatur zu reduzieren sowie den Einfluß der globalen Dämpfung und der Beugung zu eliminieren:

$$L_{UU}(\omega, k_s, l, m) = 10 \text{ dB} \log_{10} \bar{R}_{UU}(\omega, k_s, l, m) - \frac{1}{L} \sum_{\lambda=1}^L 10 \text{ dB} \log_{10} \bar{R}_{UU}(\omega, k_s, \lambda, m) \quad (3.4.4)$$

4)

Ein lokaler Mittelwert $\bar{L}(\omega, k_s, l, m)$ und ein Schwerpunkt $\bar{z}(\omega, k_s, l, m)$ wird schließlich in folgender Weise berechnet:

$$\bar{L}(\omega, k_s, l, m) = \frac{\sum_{\kappa=-K_L}^{K_L} L_{UU}(\omega, k_s + \kappa, l, m) T(L_{UU}(\omega, k_s + \kappa, l, m))}{\sum_{\kappa=-K_L}^{K_L} T(L_{UU}(\omega, k_s + \kappa, l, m))} \quad (3.4.5)$$

$$\bar{z}(\omega, k_s, l, m) = \frac{c}{2} \Delta T \Delta_{ax} \frac{\sum_{\kappa=-K_L}^{K_L} \kappa T(L_{UU}(\omega, k_s + \kappa, l, m))}{\sum_{\kappa=-K_L}^{K_L} T(L_{UU}(\omega, k_s + \kappa, l, m))} \quad (3.4.6)$$

mit

$$T(x) = \begin{cases} 1 & |x| < L_{\max} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (3.4.7)$$

Durch die Benutzung des Selektionsoperators $T(x)$ wird gewährleistet, daß solche Bereiche, deren Reflektivität um mehr als $L_{\max} = 8$ dB vom Mittelwert abweicht, von der Berechnung ausgeschlossen werden. Auf diese Weise werden Ungenauigkeiten des Schätzers durch Inhomogenitäten des Gewebes weiter reduziert. Ein solcher Ausschluß inhomogener Bereich von der Dämpfungsberechnung wurde bereits in [93] vorgeschlagen.

Die axiale Fensterlänge ($2K_L + 1$) wurde so gewählt, daß sie ungefähr einen Gewebereich von 3 cm repräsentiert. Daraus ergibt sich eine axiale Auflösung der Dämpfungsbilder, die etwa in dieser Größenordnung liegt. Die laterale Auflösung des Schätzers entspricht ungefähr der lateralen Auflösung des verwendeten B-Bild-Systems. Wenn mehrere dieser Dämpfungsbilder gemäß dem Compoundingprinzip gemittelt werden, ergibt sich eine Bildauflösung, die zwischen der lateralen und der axialen Bildauflösung der einzelnen Dämpfungsbilder liegt. Laterale und axiale Auflösungen sind näherungsweise gleich und liegen bei etwa 5 mm. Des weiteren werden durch die Mittelung diejenigen Anteile besonders verstärkt, die in allen einzelnen Dämpfungsbildern vorhanden sind. So werden Anteile, die auf lokalen Inhomogenitäten der Rückstreuung beruhen, herausgefiltert.

3.5 Verfahren zur Schätzung stochastischer Eigenschaften der Rückstreuung

Die im folgenden beschriebenen Verfahren schätzen Parameter, die stochastische Eigenschaften der Rückstreuung beschreiben, aus den Echodaten und bilden diese ab. Es werden dazu, wie auch bei der URCT und der Dämpfungsschätzung, kartesisch abgetastete Bilder erzeugt [44]. Zur Schätzung eines Texturparameters am Punkt P werden gemäß Abbildung 3.5.1 die Echodaten aus kleinen Bereichen aller Beschallungsrichtungen um den Punkt P verwendet. Diese Bereiche werden im

folgenden *Segmente* genannt. Sie werden so gewählt, daß P jeweils genau in der Mitte des Segmentes liegt.

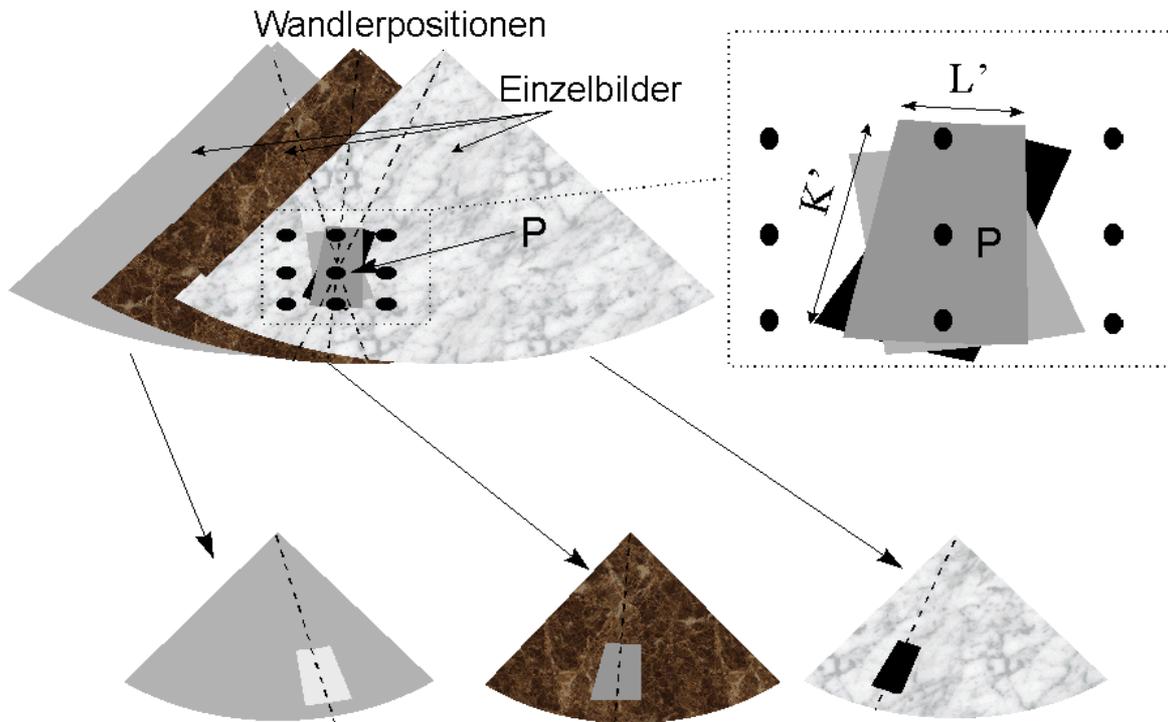


Abbildung 3.5.1: Berechnung eines Parameters am Punkt P aus multidirektionalen Echodaten.

Die im folgenden angegebenen Rechenvorschriften für die Parameter beziehen sich immer auf die Berechnung eines Parameters am Punkt P. Die korrigierten Echodaten, die gemäß Abbildung 3.5.1 für die Berechnung der Parameter am Punkt P verwendet werden, werden mit $u_{k,l,m}$ (hochfrequente Echodaten) bzw. $d_{k,l,m}$ (demodulierte Echodaten) bezeichnet. $u_{k,l,m}$ und $d_{k,l,m}$ sind also zum Zweck der einfacheren Beschreibung in Abhängigkeit von P neu indizierte Teilmengen von $U_{k,l,m}$ und $D_{k,l,m}$. k bezeichnet hierbei den Index des Abtastwertes in axialer Richtung und muß immer kleiner oder gleich der Segmentgröße K' sein. l bezeichnet den Index der A-Linie und muß kleiner oder gleich der Segmentgröße L' in lateraler Richtung sein. Der Index m bezeichnet die Einzelbildnummer. Dieser Index muß kleiner oder gleich der Anzahl M' der für die Berechnung am Punkt P verwendbaren Einzelbilder sein. Es werden nur Echodaten solcher Einzelbilder verwendet, aus denen Segmente der Größe K' Abtastwerte und L' A-Linien um den Punkt P ausgeschnitten werden können.

3.5.1 Momentenbasierte Verfahren

3.5.1.1 SNR

Der wohl am häufigsten zur Beschreibung der Statistik erster Ordnung verwendete Parameter ist das SNR der demodulierten Echodaten [93]. Für ein Segment kann dies gemäß der Formel

$$\text{SNR} = \frac{\mu}{\sigma} \quad (3.5.1)$$

mit

$$\begin{aligned} \mu &= \frac{1}{K' \cdot L' \cdot M'} \sum_{k=1}^{K'} \sum_{l=1}^{L'} \sum_{m=1}^{M'} d_{k,l,m} \\ \sigma &= \sqrt{\frac{1}{K' \cdot L' \cdot M'} \sum_{k=1}^{K'} \sum_{l=1}^{L'} \sum_{m=1}^{M'} (d_{k,l,m} - \mu)^2} = \sqrt{\left(\frac{1}{K' \cdot L' \cdot M'} \sum_{k=1}^{K'} \sum_{l=1}^{L'} \sum_{m=1}^{M'} d_{k,l,m}^2 \right) - \mu^2} \end{aligned} \quad (3.5.2)$$

berechnet werden. Diese Definition für das Signal-Rausch-Verhältnis wurden in der Vergangenheit häufig in der Weise verallgemeinert, daß Momente der nicht notwendigerweise ganzzahligen Ordnung κ verwendet werden [27]:

$$\text{SNR}_\kappa = \frac{\mu_\kappa}{\sigma_\kappa} \quad (3.5.3)$$

mit

$$\begin{aligned} \mu_\kappa &= \frac{1}{K' \cdot L' \cdot M'} \sum_{k=1}^{K'} \sum_{l=1}^{L'} \sum_{m=1}^{M'} d_{k,l,m}^\kappa \\ \sigma_\kappa &= \sqrt{\left(\frac{1}{K' \cdot L' \cdot M'} \sum_{k=1}^{K'} \sum_{l=1}^{L'} \sum_{m=1}^{M'} d_{k,l,m}^{2\kappa} \right) - \mu_\kappa^2} \end{aligned} \quad (3.5.4)$$

Für Medien mit zufälliger Streueranordnung existiert eine eindeutige Zuordnung zwischen den Erwartungswerten von SNR und SNR_ν und der mittleren Streuerdichte des Mediums. Außerdem ist der Quotient stets von der Stärke der Streuer unabhängig. Auf diese Weise messen diese Parameter eine von der Reflektivität unabhängige Gewebeeigenschaft. Der Zusammenhang zwischen SNR bzw. SNR_κ und der Streuerdichte ist monoton: mit steigender Streuerdichte streben SNR und SNR_κ gegen einen Grenzwert [27, 117, 109, 64]. Allgemein können mit diesen Parametern Regionen erkannt werden, deren Streuerdichten unter 10 Streuern pro Ausflösungszelle liegen. Steigt die Streuerdichte weiter an, ändern diese Parametern sich nicht mehr grundlegend, da wie in Kapitel 2.2 erwähnt, die Echodaten (unter Annahme zufälliger Streuerverteilung) Rayleigh-verteilt sind. Für Rayleigh-verteilte Daten sind die Erwartungswerte der Parameter SNR und SNR_κ Konstanten, die nicht vom Parameter der Rayleigh-Verteilung abhängen.

3.5.1.2 Momentenbasierte Schätzung von Parametern der K-Verteilung

Für die Beschreibung der Statistik erster Ordnung der Echosignale haben anstelle der SNR-basierten Momente die normalisierten Momente der Form

$$I_n = \frac{E D^{2n}}{(E D^n)^2} \quad (3.5.5)$$

Bedeutung erlangt [118, 97, 117, 59, 65]. Die normalisierten Momente wurden dabei allerdings nicht direkt zur Gewebecharakterisierung verwendet. Vielmehr wurden Zusammenhänge der Momente mit den Parametern der K-Verteilung ausgenutzt, die sich für $\nu = 0$ aus der verallgemeinerten K-Verteilung in Gleichung (2.2.1) ergibt. In der Regel [118, 97, 117, 59, 65] wurde dazu, wie in [41] ausführlich beschrieben, ein Zusammenhang des zweiten Momentes mit dem Parameter α der K-Verteilung genutzt:

$$I_2 = 2 \left(1 + \frac{1}{\alpha} \right) \quad (3.5.6)$$

Auf die ebenfalls mögliche Schätzung von α über I_3 [97] soll hier nicht eingegangen werden, da sie gegenüber der I_2 -basierten Schätzung keine Vorteile aufweist und deutlich aufwendiger ist. In [41] wurde der auf I_2 basierte Schätzer der Parameter der K-Verteilung mit einem Maximum-Likelihood Schätzer verglichen. Wie zu erwarten ist, hatte dabei der Maximum-Likelihood Schätzer eine geringere Varianz. In [59] wurde die momentenbasierte Schätzmethode auf die verallgemeinerte K-Verteilung ($\nu \neq 0$) übertragen. In der dort vorgeschlagenen Methode werden I_2 und I_3 zur Schätzung von α und ν verwendet. Es ergibt sich allerdings ein nicht immer eindeutig lösbares Gleichungssystem. Aus den obengenannten Gründen wird in dieser Arbeit auf die momentenbasierte Schätzung der Parameter der verallgemeinerten K-Verteilung oder der K-Verteilung verzichtet und in Kapitel 3.5.4 ein Maximum-Likelihood-Schätzer für die verallgemeinerte K-Verteilung entwickelt.

3.5.2 Frequenzabhängige Rückstreuung

Wie in Kapitel 2.4 dargelegt, enthält das Leistungsdichtespektrum der Echosignale neben Informationen über die Gewebedämpfung, wie sie in Kapitel 3.4 für entsprechende Parameter genutzt wurden, auch Informationen über die Größe und die Stärke der Streuer. Für die Berechnung entsprechender Gewebeparameter, die diese Informationen enthalten, muß das Leistungsdichtespektrum geschätzt werden. Dies kann mit Hilfe des Periodogramms geschehen. Zur Reduktion der Varianz wird das Periodogramm über alle A-Linien und alle Einzelbilder, die für das betrachtete Segment zur Verfügung stehen, gemittelt. Dazu werden die von Geräteeinflüssen befreiten Echodaten verwendet und das Leistungsdichtespektrum innerhalb der Bandbreite des Transducers geschätzt:

$$R_{uu}(\omega) = \frac{1}{K' \cdot L' \cdot M'} \sum_{l=1}^{L'} \sum_{m=1}^{M'} \left| \sum_{k=1}^{K'} W_k u_{k,l,m} e^{-j\omega \Delta T(k-1)} \right|^2 \quad (3.5.7)$$

Das logarithmische Leistungsdichtespektrum

$$L_{uu}(\omega) = 10 \cdot \log_{10}(R_{uu}(\omega)) \quad (3.5.8)$$

wird anschließend durch eine lineare Funktion

$$L_{uu}(\omega) \approx b_1 \frac{\omega}{2\pi} + b_0 = b_1 \frac{\omega - \omega_0}{2\pi} + b_m \quad (3.5.9)$$

angenähert [90]. Der Parameter b_1 , der die Steigung dieser linearen Funktion beschreibt, hängt in monotoner und eindeutiger Weise von der Streuergröße ab [90]: Mit steigender Streuergröße sinkt dieser Parameter. Dies folgt unmittelbar aus den in [115] hergeleiteten und in Kapitel 2.4 beschriebenen Zusammenhängen zwischen der Frequenzabhängigkeit der Echosignale und der Streuergröße. Neben der Steigung wird die lineare Funktion noch durch einen weiteren Parameter beschrieben. Hierzu wird entweder der Wert des logarithmischen Leistungsdichtespektrums in der Bandmitte b_m oder der Achsenabschnitt b_0 (Schnittpunkt der linearen Funktion mit der Frequenzachse) verwendet. Diese Parameter hängen allerdings sowohl von der Stärke der Rückstreuung als auch von ihrer Frequenzabhängigkeit ab [90].

3.5.3 Co-occurrence-Parameter

3.5.3.1 Berechnung

Aus der Co-occurrence-Matrix (COM) können Parameter hergeleitet werden, die die Statistik zweiter Ordnung der demodulierten Echodaten beschreiben. Das Verhältnis zwischen diesen Parametern und den Eigenschaften der Streuer kann allerdings nicht analytisch hergeleitet werden. Dennoch wurden diese Parameter bereits erfolgreich zur Gewebecharakterisierung verwendet [4,93,110].

Die COM ist ein zweidimensionales Histogramm, mit dem die gemeinsame Wahrscheinlichkeitsdichte der Grauwerte aller Bildpunktpaare geschätzt wird, die voneinander einen axialen Abstand Δk und einen lateralen Abstand Δl haben. In dieser Arbeit werden nur axiale Verschiebungen berücksichtigt ($\Delta l = 0$), da die Statistik der Echodaten in lateraler Richtung aufgrund der festen Fokussierung des Einzelwandlers über der Tiefe nicht als stationär angesehen werden kann. Das zweidimensionale Histogramm wird in je M Intervallen der Grauwerte geschätzt:

$$C_{i',i''}(\Delta k, \Delta l) = (\text{card}(k', l', m', k'', l'', m'')) : \quad (3.5.10)$$

$$|k' - k''| = \Delta k \wedge |l' - l''| = \Delta l \wedge \hat{d}_{k',l',m'} = A_{i'} \wedge \hat{d}_{k'',l'',m''} = A_{i''}$$

wobei A_i die Grauwerte des i -ten Intervalls bezeichnet, in dem das Histogramm geschätzt werden soll. Das Echobild wird in I Graustufen quantisiert und normiert:

$$\hat{d}_{k,l,m} = \left[\frac{d_{k,l,m}}{\sqrt{\frac{1}{K' \cdot L' \cdot M'} \sum_{k=1}^{K'} \sum_{l=1}^{L'} \sum_{m=1}^{M'} d_{k,l,m}^2}} \right]_A, \quad (3.5.11)$$

mit

$$A = \{A_1, \dots, A_I\} \quad (3.5.12)$$

Hierbei deutet der Operator $[\dots]_A$ die Quantisierung auf I Graustufen an. Durch diese Normierung werden die Echodaten für die Berechnung der COM auf eine einheitliche Helligkeit normiert. Dies ist wichtig, damit die Co-occurrence-Parameter von der Reflektivität unabhängig sind. Parameter, die aus der COM berechnet werden sind:

- das Angular-Second-Moment (ASM)

$$\text{ASM} = \sum_{i'=1}^I \sum_{i''=1}^I \left(\frac{C_{i',i''}(0, \Delta k)}{K' \cdot L' \cdot M'} \right)^2 \quad (3.5.13)$$

- der Kontrast (CON)

$$\text{CON} = \sum_{n=1}^{I-1} n^2 \sum_{i'=1}^I \sum_{\substack{i''=1 \\ |i'-i''|=n}}^I \frac{C_{i',i''}(0, \Delta k)}{K' \cdot L' \cdot M'} \quad (3.5.14)$$

- die Korrelation (COR) der betrachteten Bildpunkte

$$\text{COR} = \frac{1}{\sigma_V \sigma_H} \sum_{i'=1}^I \sum_{i''=1}^I i' i'' \frac{C_{i',i''}(0, \Delta k)}{K' \cdot L' \cdot M'} - \mu_V \mu_H, \quad (3.5.15)$$

wobei μ_V, μ_H, σ_V und σ_H Mittelwert und Standardabweichung der Datenvektoren c_H und c_V bezeichnen, mit

$$(c_V)_w = \frac{1}{K' \cdot L' \cdot M'} \sum_{i'=1}^I C_{i',w}(0, \Delta k), \quad (c_H)_w = \frac{1}{K' \cdot L' \cdot M'} \sum_{i'=1}^I C_{w,i'}(0, \Delta k) \quad (3.5.16)$$

- die Entropie (ENT)

$$\text{ENT} = - \sum_{i'=1}^I \sum_{i''=1}^I \frac{C_{i',i''}(0, \Delta k)}{K' \cdot L' \cdot M'} \log \left(\frac{C_{i',i''}(0, \Delta k)}{K' \cdot L' \cdot M'} \right) . \quad (3.5.17)$$

3.5.3.2 Optimaler Abstand der Punktpaare

Mit der Berechnung von Co-occurrence-Parametern wird das Ziel verfolgt, Streueranordnungen, die sich in Streuerdichte, Streuergröße und Regelmäßigkeit der Streueranordnung, nicht aber in der mittleren Reflektivität unterscheiden, diskriminieren zu können. Der axiale Abstand Δk der Bildpunktpaare bei der Schätzung der Co-occurrence-Matrix sollte daher so gewählt werden, daß dieses Ziel möglichst gut erfüllt wird. Ein Maß für die Diskriminierbarkeit ist die Mahalanobisdistanz. Die Mahalanobisdistanz setzt als Maß für die Diskriminierbarkeit zweier Parametersätze die Differenz ihrer Mittelwerte mit der Streuung des Parameters sowie der Korrelation der Parameter untereinander in Beziehung [110,93]:

$$\Delta_M = \sqrt{(\mu_1 - \mu_2)^T S^{-1} (\mu_1 - \mu_2)} \quad (3.5.18)$$

Hierbei sind μ_1 und μ_2 die Mittelwertvektoren der Parameter, die aus zwei unterschiedlichen Echodatensätzen berechnet wurden. S ist die Streumatrix der Parametervektoren. Der optimale axiale Abstand Δk wurde daher so ermittelt, daß die Mahalanobisdistanzen Δ_M zwischen den Co-occurrence-Parametern, die aus drei verschiedenen Phantomen berechnet wurden, maximal werden. Die Phantome unterschieden sich in ihren Streuerdichten sowie der Größe ihrer Streuer (Tabelle 3.5.1). Die Maximierung der Summe der Mahalanobisdistanzen ergab einen optimalen Abstand Δk , der einer halben Wellenlänge des verwendeten 5 MHz Wandlers entspricht.

<i>Phantomnummer</i>	<i>Streuergröße</i>	<i>Streueranzahl/Auflösungszelle</i>
1	15 mm	>>10
2	63-200 μm	3 - 4
3	63-200 μm	10

Tabelle 3.5.1: Streueigenschaften von Phantomen zur Ermittlung des optimalen axialen Abstandes Δk der Bildpunktpaare bei Schätzung der Co-occurrence-Matrix

3.5.4 MLE von Parametern der verallgemeinerten K-Verteilung

Die bisher vorgestellten Ansätze der Parameterextraktion auf der Grundlage der Statistik erster Ordnung basieren auf Momenten. Die Frage nach dem optimalen Parameter für die Gewebecharakterisierung läßt sich in zwei Teilfragen untergliedern:

- 1) Welches sind die Parameter, mit denen man am besten zwischen normalem und pathologischem Gewebe unterscheiden kann?

2) Welches sind die Parameter, die mit der niedrigsten Varianz geschätzt werden können?

Wie in Kapitel 2.2 erläutert, ist die verallgemeinerte K-Verteilung ein universeller Ansatz zur Beschreibung der Statistik erster Ordnung demodulierter Echosignale. Daher liegt es nahe, die Parameter dieser Verteilung mit Hilfe eines Maximum-Likelihood-Schätzers (MLE) zu bestimmen [80]. Solche Schätzer sind häufig asymptotisch wirksam [10]. Der vorgeschlagene Schätzer wird daher im Bezug auf die Varianz gute Eigenschaften besitzen. Im Bezug auf die Diskriminierbarkeit von normalen und pathologischem Gewebe ergibt sich aus diesem Ansatz dennoch keine Einschränkung, da Erwartungswerte anderer bisher vorgeschlagener Parameter, die die Statistik erster Ordnung beschreiben (etwa Momentfunktionen), aus den Parametern der verallgemeinerten K-Verteilung berechnet werden können, und zwar mit Hilfe der Gleichung [10]

$$E g(D) = \int_0^{\infty} g(d) f_D(d | \nu, \alpha, \eta) dd \quad . \quad (3.5.19)$$

Um eine einfachere Schreibweise verwenden zu können, wird im folgenden davon ausgegangen, daß die Echodaten für das Segment, für welches die Parameter der verallgemeinerten K-Verteilung geschätzt werden, in vektorisierter Form $d = [d_1 \dots d_N]^T$ und nicht mehr getrennt nach Einzelbild und A-Linie vorliegen. Die d_i gehen aus einer Umsortierung der $d_{k,l,m}$ hervor und werden im folgenden als stochastisch unabhängige Stichproben einer Zufallsvariablen D angesehen. Um die Parameter der K-Verteilung mit einem Maximum-Likelihood-Schätzer aus stochastisch unabhängigen Realisierungen zu schätzen, werden diejenigen Parameter ermittelt, die den Logarithmus der gemeinsamen Verteilungsfunktion maximieren [10]. Bei der verallgemeinerten K-Verteilung muß daher folgendes Maximum gesucht werden:

$$(\alpha, \nu, \eta) = \arg \max_{\alpha, \nu, \eta} \left(\sum_{k=1}^N \log f_D(d_k | \alpha, \nu, \eta) \right) \quad . \quad (3.5.20)$$

Gleichung (3.5.20) läßt sich nur numerisch lösen. Die numerische Maximierung von Gleichung (3.5.20) ergibt zwei Probleme:

1. Für die Maximierung muß es möglich sein, die Verteilungsfunktion der verallgemeinerten K-Verteilung schnell, genau und in einem großen Parameterraum ohne numerische Überläufe auswerten zu können.
2. Es muß eine Optimierungsstrategie verwendet werden, die das globale Maximum unabhängig von der Existenz lokaler Maxima sucht.

Zur Lösung beider Probleme werden zunächst die Terme in Gleichung (3.5.20) umsortiert:

$$\begin{aligned} \sum_{k=1}^N \log f_D(d_k | \alpha, \nu, \eta) = & N \left(\log(2b) + \alpha \log\left(\frac{2\alpha}{b\eta^2}\right) - \log(\Gamma(\alpha)) \right) \\ & + \alpha \sum_{k=1}^N \log(d_k) + \sum_{k=1}^N \left(\log I_0\left(\frac{\nu d_k}{\eta}\right) + \log(K_{\alpha-1}(b d_k)) \right) . \end{aligned} \quad (3.5.21)$$

Der Logarithmus der modifizierten Besselfunktion $I_0(x)$ kann mit Hilfe einer in [85] angegebenen Approximation auch für große x ohne numerische Überläufe gefunden werden. Diese hat für $x > 3,75$ die Form

$$I_0(x) \approx \frac{e^x}{\sqrt{x}} \sum_{i=0}^8 a_i \left(\frac{3,75}{x}\right)^i . \quad (3.5.22)$$

Daher wird für $x > 3,75$ der Logarithmus der modifizierten Besselfunktion folgendermaßen approximiert:

$$\log(I_0(x)) = x - \frac{1}{2} \log(x) + \log\left(\sum_{i=0}^8 a_i \left(\frac{3,75}{x}\right)^i\right) . \quad (3.5.23)$$

Für den Logarithmus der Gamma-Funktion ist in [85] ebenfalls eine Approximation angegeben, die eine Auswertung auch für große Argumente ohne Überläufe ermöglicht. Für eine schnelle Auswertung der K-Bessel-Funktion $K_\alpha(x)$ wurde diese in verschiedenen Bereichen von x und α durch Polynome dritter Ordnung von $\log(x)$ angenähert. Es wurden jeweils eigene Polynomapproximationen $r(\alpha_i, x)$ für α_i zwischen 0 und 100 in Schrittweiten von 0,1 und für $\log(x)$ zwischen -2 und 7 in Intervallen der Länge 0,25 durchgeführt und abgespeichert. Bei der Auswertung der K-Bessel-Funktion für ein beliebiges α und x wird jeweils zwischen den Ergebnissen derjenigen vier Polynomapproximationen kubisch interpoliert, deren α_i dem α am nächsten liegen. Dies sind die vier Polynome:

$$r(\alpha_{i-1}, x); r(\alpha_i, x); r(\alpha_{i+1}, x); r(\alpha_{i+2}, x); \text{ mit } \alpha_i < \alpha < \alpha_{i+1} . \quad (3.5.24)$$

Da die Koeffizienten für diese kubische Interpolation nur von α abhängen, können diese vor der Summe in (3.5.21) ausgewertet werden. Die Koeffizienten für die Polynomapproximation wurden mit einer Kleinst-Quadrat-Approximation gefunden, wobei die unter Matlab 5.2 verfügbaren K-Bessel-Funktionen benutzt wurden. Diese beruhen auf einer Implementation aus [2].

Um das globale Maximum von (3.5.21) unabhängig von der Existenz mehrerer lokaler Maxima zu suchen, muß zunächst eine globale Suche erfolgen. Dies stellt angesichts der Dimensionalität des Problems (das Maximum muß in einem dreidimensionalen Raum gesucht werden, da die verallgemeinerte K-Verteilung drei Parameter besitzt) einen nicht zu bewältigenden zeitlichen Aufwand dar. Die Dimensionalität des Problems wird daher zunächst durch die folgenden

Überlegungen reduziert: Das zweite Moment M_2 der verallgemeinerten K-Verteilung kann auf folgende Weise analytisch ausgewertet werden [59]:

$$M_2 = \left(1 + \frac{1}{4} \left(1 + \frac{1}{\alpha} \right) v^2 \right) \eta^2 \quad (3.5.25)$$

Die direkte Schätzung durch das empirische zweite Moment

$$\hat{M}_2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i^2 \quad (3.5.26)$$

liegt in der Regel sehr nah an M_2 , was anhand von Phantomaufnahmen mit verschiedenen Streuerkonstellationen validiert wurde. Daher kann mit (3.5.25) bei gegebenen v und α eine Schätzung

$$\hat{\eta} = \sqrt{\frac{\hat{M}_2}{1 + \frac{1}{4} \left(1 + \frac{1}{\alpha} \right) v^2}} \quad (3.5.27)$$

berechnet werden, welche für die globale Maximierung benutzt wird. Die zu maximierende Funktion hängt somit nur noch von den Parametern α und v ab. Für die globale Suche wird in einem dichten Gitter von 30 x 30 Gitterpunkten $(\alpha^{(k)}, v_l)$ gesucht mit

$$\alpha^{(k)} = (0,15k)^2, \quad k = 0 \dots 29 \quad (3.5.28)$$

und

$$v_l = \frac{2}{3}l, \quad l = 0 \dots 29. \quad (3.5.29)$$

Anschließend wird eine lokale Suche von dem Gitterpunkt $(\alpha^{(k)}, v_l)$ gestartet, an dem der maximale Funktionswert ermittelt wurde. Diese Suche wird ohne die Vereinfachung aus Gleichung (3.5.25) im dreidimensionalen Raum durchgeführt. Dazu wird das Powell-Verfahren [85] verwendet.

4 Abbildung elastischer Gewebeeigenschaften mit Ultraschall

4.1 Grundlagen

4.1.1 Messung elastischer Gewebeeigenschaften mit Ultraschall

Die Messung elastischer Gewebeeigenschaften mit Ultraschall ist ein relativ neuer Zweig der Ultraschallbildgebung. Dabei werden in der Literatur zwei verschiedene Ansätze beschrieben. Beiden Ansätzen gemein ist, daß zwischen der Aufnahme mehrerer Echosignale aus dem gleichen Gewebereich das Gewebe lokal bewegt wird. Diese lokalen Bewegungen werden durch Analyse der Echodaten bestimmt und mit dem Ziel ausgewertet, Informationen über die Elastizität des Gewebes bis hin zu einer Rekonstruktion des Elastizitätsmoduls gewinnen. Die Ultraschallechosignale werden also nur als Hilfsmittel eingesetzt, lokale Gewebebewegungen zu bestimmen, letztere können auch mit anderen Abbildungsverfahren bestimmt werden. Somit werden bei diesen Verfahren Informationen über das Gewebe genutzt, die nicht direkt aus den Ultraschallechosignalen abgeleitet werden können.

Das Verfahren der Sonoelasticity [58, 50] versetzt das Gewebe in niederfrequente Schwingungen, deren Amplitude mit herkömmlichen Doppler-Methoden gemessen wird und Rückschlüsse auf die Elastizität gibt. Das Verfahren der Elastographie [69] verwendet quasi-statische Kompressionen des Gewebes unterschiedlicher Stärke, um Ultraschallechosignale des Gewebes bei unterschiedlich starker Kompression aufzunehmen. Diese Echosignale werden anschließend mit dem Ziel analysiert, die lokale Kompression des Gewebes zu berechnen. Die lokale Kompression läßt Rückschlüsse auf die Elastizität des Gewebes zu. Eine Rekonstruktion des Elastizitätsmoduls aus den gemessenen Kompressionen wurde bereits in vielen Arbeiten beschrieben [102, 42, 105, 103], ist allerdings nur möglich, wenn die Randbedingungen bekannt sind und die Kompression dreidimensional gemessen wurde. Aufgrund der einfacheren Anwendbarkeit der Elastographie gegenüber der Sonoelasticity (es kann auf eine Vibrationsquelle verzichtet werden) kommt die Elastographie in dieser Arbeit zur Anwendung.

4.1.2 Aufnahmekonzepte in der Elastographie

Die in der Elastographie notwendige Kompression des Gewebes kann auf verschiedene Weise geschehen. In der Vergangenheit wurden Verfahren beschrieben, in denen diese Kompression durch körpereigene Bewegungen, z. B. den Pulsschlag erzeugt wurden [17]. Eine häufiger verwendete Möglichkeit ist allerdings die Applikation eines äußeren Drucks, und zwar manuell durch den gehaltenen Transducer, semi-manuell mit einem manuell bewegten, fest eingespannten Transducer [79] oder durch einen automatisch bewegten Wandler [52,53]. In dieser Arbeit werden

Konzepte betrachtet, in denen die Kompression manuell oder semi-manuell durch den Transducer ausgeübt wird, da diese einfach zu applizieren sind.

4.1.3 Datenmodell und Verschiebungsschätzung

In der Elastographie wird angenommen, daß Echosignale des komprimierten Gewebes zeitlich komprimierte und zeitverschobene Abbilder der Echosignale aus dem unkomprimierten Gewebe sind. Ungenauigkeiten dieses Modells durch Bewegungsartefakte, Meßfehler bei der Aufnahme der hochfrequenten Echodaten und eine Veränderung der Form der Speckle durch die Gewebekompression, wie sie aus dem Random-Walk-Model (Kapitel 2.1) herleitbar sind, werden außer acht gelassen, da sie nur für sehr große Gewebekompressionen relevant sind. Es gilt daher

$$U_2(t) = U_1\left(t + \int_0^t s(t') dt'\right) = U_1(t + \tau(t)) \quad \text{mit} \quad \tau(t) = \int_0^t s(t') dt' \quad , \quad (4.1.1)$$

wobei $U_2(t)$ eine A-Linie aus den Echodaten des komprimierten Gewebes und $U_1(t)$ die selbe A-Linie des unkomprimierten Gewebes ist. $s(t)$ ist die lokale Gewebekompression in axialer Richtung. Die Gewebekompression, eine ortsabhängige Funktion, wird hier ebenfalls als zeitabhängige Funktion betrachtet. Die Zuordnung eines Zeitpunktes t zu einer Tiefe z im Gewebe erfolgt in gleicher Weise wie bei den Echosignalen gemäß $t = 2z/c$. $\tau(t)$ wird im folgenden *lokale Zeitverschiebung* oder kurz *Verschiebung* genannt.

Um die Funktion $s(t)$ aus den Signalen $U_1(t)$ und $U_2(t)$ zu schätzen, wird die Kreuzkovarianzfunktion dieser Signale verwendet. Um die Kreuzkovarianzfunktion verwenden zu können, müssen zunächst verschiedene Annahmen an die Stationarität der Echosignale gemacht werden. Diese Annahmen stellen Näherungen dar, die im folgenden und in Abbildung 4.1.1 erläutert werden. Zunächst wird angenommen, daß die Kompression $s(t)$ in einem bestimmten zeitlichen Intervall um $t = t_0$ als konstant angenommen werden kann:

$$s(t) \approx s(t_0) \approx s_0 = a_0 - 1 \quad (4.1.2)$$

a_0 wird hierbei als Kompressionsfaktor bezeichnet. Daraus ergibt sich aus Gleichung (4.1.1):

$$U_2(t) = U_1(a_0 t + \tau_1) \quad (4.1.3)$$

mit

$$\tau_1 = \int_0^{t_0} s(t') dt' - s_0 t_0 \quad (4.1.4)$$

Ein ähnliches Datenmodell findet sich in der Literatur bei der Schätzung von Relativgeschwindigkeiten der Quellen / Empfänger-Bewegungen im passiven Sonar [31]. Durch

Einführung einer weiteren Näherung, die besagt, daß in einem noch kleineren zeitlichen Intervall um $t = t_1$ die Zeitverschiebung als konstant angesehen werden kann, ergibt sich das Modell:

$$U_2(t) = U_1(t + \tau_c) \quad (4.1.5)$$

mit

$$\tau_c = \tau_1 + s_0 t_1 \quad (4.1.6)$$

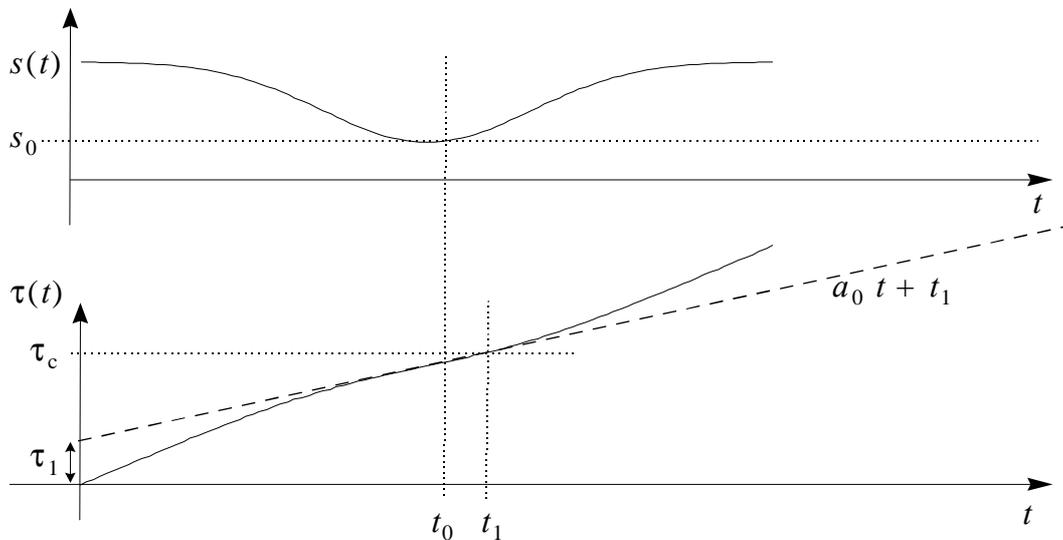


Abbildung 4.1.1: Erläuterung der im Datenmodell verwendeten Linearisierungen und Näherungen

Geht man weiter davon aus, daß die statistischen Eigenschaften der Echosignale im betrachteten Bereich zeitunabhängig sind, so sind $U_1(t)$ und $U_2(t)$ gemeinsam stationäre Prozesse [10]. Die Zeitverschiebung kann durch Auswertung der empirischen Kreuzkovarianzfunktion bestimmt werden [86]. Für gemeinsam stationäre Prozesse hängt sie nur von einer relativen Zeitverschiebung ab [10]. Die Kreuzkovarianzfunktion wird aus Echodaten eines zeitlichen Intervalls der Länge T_F geschätzt, in dem die Zeitverschiebungen der Echosignale als konstant und somit die Echosignale als stationär angesehen werden. T_F wird im weiteren Verlauf dieser Arbeit kurz mit *Fensterlänge* bezeichnet. Die empirische Kreuzkovarianzfunktion zweier Signale $X(t)$ und $Y(t)$, geschätzt aus einem Datenintervall der zeitlichen Länge T_F ist durch

$$c_{YX}(\tau) = \int_{t_1 - T_F/2}^{t_1 + T_F/2} Y(t + \tau) X^*(t) dt \quad (4.1.7)$$

definiert. Alternativ dazu wird in dieser Arbeit auch die Definition

$$c_{YX}(\tau) = \int_{t_1 - T_F/2}^{t_1 + T_F/2} Y(t + \tau/2) X^*(t - \tau/2) dt \quad (4.1.8)$$

verwendet. Diese Definition unterscheidet sich von (4.1.7) nur durch die Verwendung eines zeitlich verschobenen Datenintervalls. Setzt man Echosignale gemäß (4.1.5) voraus, so ist die Kreuzkovarianzfunktion gemäß (4.1.7) eine um τ_c verschobene Replika der Autokovarianzfunktion der Echosignale:

$$c_{U_1 U_2}(\tau) = c_{U_2 U_2}(\tau - \tau_c) \quad (4.1.9)$$

Der Betrag der Autokovarianzfunktion ist an der Stelle $\tau = 0$ maximal. Daher ist der Betrag der Kreuzkovarianzfunktion gemäß (4.1.9) bei τ_c maximal. Die Zeitverschiebung τ_c kann daher dadurch bestimmt werden, daß nach dem Maximum der empirischen Kreuzkovarianzfunktion gesucht wird. Auf diese Weise wird in der Elastographie in den meisten Fällen, so auch in den ersten Aufsätzen zu diesem Thema [69], die Zeitverschiebung zwischen zwei Bereichen der Echosignale geschätzt.

4.1.4 Berechnung der lokalen Kompression aus Verschiebungen

Um die lokale Kompression an der Stelle t_0 zu schätzen, werden zunächst, wie oben beschrieben, Verschiebungen der Echosignale an verschiedenen Stellen in einer Umgebung von t_0 geschätzt. Zeitverschiebungen τ_k werden in der Regel an verschiedenen diskreten Punkten gleichen Abstandes

$$t_k = kT_s \quad (4.1.10)$$

geschätzt. T_s wird im folgenden *Schrittweite* genannt. Gemäß (4.1.4) muß, um die lokale Kompression aus lokalen Verschiebungen zu berechnen, die lokale Verschiebung zeitlich abgeleitet werden. Hierfür wird in vielen Arbeiten eine einfache Differenzenbildung zwischen zeitlich aufeinanderfolgenden Verschiebungsschätzungen vorgeschlagen [69]:

$$s_k = \frac{\tau_{k+1} - \tau_k}{T_s} \quad (4.1.11)$$

Linearisiert man die Beziehung zwischen Kompression und Verschiebung gemäß Gleichung (4.1.6), so kann die Steigung der Gerade durch einen Kleinst-Quadrat-Schätzer bestimmt werden. Diese Steigung entspricht der lokalen Gewebekompression am Punkt t_0 . Für die Schätzung der Kompression aus Verschiebungsschätzungen wurde die Verwendung eines Kleinst-Quadrat-Schätzers erstmals in [43] vorgeschlagen. Da die Verschiebung gemäß Gleichung (4.1.6) linear von der zu schätzenden Kompression s_0 abhängt, ergibt sich folgendes diskretes Modell:

$$\tau_k = s_0 t_k + \tau_1 + \epsilon_k \quad (4.1.12)$$

Diese Gleichung soll im folgenden dazu verwendet werden, um die Kompressionen s_k an den durch Gleichung (4.1.10) definierten Zeitpunkten zu schätzen. Dazu sollen N_{FIR} Verschiebungsschätzungen, und zwar $T = \left(\tau_{k-(N_{\text{FIR}}-1)/2}, \dots, \tau_{k+(N_{\text{FIR}}-1)/2} \right)^T$ verwendet werden. Es wird im folgenden vorausgesetzt, daß N_{FIR} ungrade ist. Durch Einsetzen von $s_0 = s_k$ in Gleichung (4.1.12) ergibt sich

$$\tau_l = s_k t_l + \tau_0 + \epsilon_l \quad \text{für } k - N_{\text{FIR}}/2 < l < k + N_{\text{FIR}}/2 \quad . \quad (4.1.13)$$

Die Kompression s_k kann durch einen Kleinste-Quadrate-Schätzer [10] geschätzt werden. Ein solcher Schätzer kann gemäß

$$\begin{pmatrix} s_k \\ \tau_0 \end{pmatrix} = \left(A^T A \right)^{-1} A^T T = M T \quad (4.1.14)$$

konstruiert werden. Hierbei ist A eine $(N_{\text{FIR}} \times 2)$ Matrix der folgenden Form:

$$A = \left[\begin{array}{c} [1 \dots 1]^T \\ [t_{k-(N_{\text{FIR}}-1)/2} \dots t_{k+(N_{\text{FIR}}-1)/2}]^T \end{array} \right]$$

Da nur die Kompression s_k und nicht τ_0 von Interesse ist, läßt sich Gleichung (4.1.14) bezüglich s_k konzentrieren:

$$s_k = \sum_{i=-(N_{\text{FIR}}-1)/2}^{i=(N_{\text{FIR}}-1)/2} M_{1,i} \tau_{k-i} \quad (4.1.15)$$

Dabei ist zu beachten, daß die erste Spalte der Matrix M , die für die Schätzung von s_k verwendet wird, nicht von der Wahl von k in Gleichung (4.1.13) abhängt. Aus diesem Grund entspricht die Schätzung der Kompression aus den geschätzten Zeitverschiebungen gemäß Gleichung (4.1.15) einer FIR-Filterung der Zeitverschiebungen mit den Filterparametern gemäß der ersten Spalte von M .

Der in [43] zur Schätzung der Kompression vorgeschlagene Kleinste-Quadrate-Schätzer gemäß (4.1.14) berücksichtigt keine Korrelationen der Fehler der Verschiebungsschätzungen. Da die Datenintervalle, die zur Schätzung der Verschiebungen verwendet werden, überlappen, sind aufeinanderfolgende Verschiebungsschätzungen allerdings in der Regel korreliert. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn das Datenintervall der Länge T_F zur Schätzung der Kreuzkovarianzfunktion deutlich größer als die Schrittweite T_S der Verschiebungsschätzung ist. Üblicherweise überlappen die Fenster zur Schätzung von Verschiebungen zu 50-90%, d. h. T_S/T_F liegt zwischen 0,1 und 0,5 (siehe. z.B. [47,112,1]). Aus diesem Grunde ergeben sich starke Korrelationen zweier aufeinanderfolgender Verschiebungsschätzungen. Während der Kleinste-Quadrate-Schätzer gemäß Gleichung (4.1.14) für identisch normalverteilte, unkorrelierte und

erwartungswertfreie Störungen ($\text{Cov}(\epsilon_k, \epsilon_l) = 0$ für $k \neq l$) die Cramer-Rao-Schranke erreicht und somit ideal ist [10], ist dies für korrelierte Störungen nicht der Fall [87]. Für diesen Fall kann bei bekannter Kovarianzmatrix W der Störungen ϵ_k analog zu Gleichung (4.1.14) ein Schätzer konstruiert werden, der die Cramer-Rao-Schranke (für weiterhin normalverteilte und erwartungswertfreie Störungen) erreicht [34]:

$$\begin{pmatrix} s_k \\ \tau_0 \end{pmatrix} = \left(A^T W^{-1} A \right)^{-1} A^T W^{-1} T = M' T \quad (4.1.16)$$

Dieser Schätzer wird verallgemeinerter Kleinste-Quadrate-Schätzer genannt. Die Kovarianzmatrix W , welche Töplitz-Struktur hat, kann empirisch ermittelt werden, da sie für geringe Kompressionen nicht von der Dehnung abhängt [9]. Im übrigen kann in Gleichung (4.1.16) statt der Kovarianzmatrix W auch eine auf die aufgrund der Töplitz-Struktur identischen Elemente der Hauptdiagonalen normierte Matrix eingesetzt werden, ohne daß sich der entsprechende Schätzer ändert. Eine solche Matrix ist auch vom Signal-zu-Störabstand der Echodaten unabhängig [9].

4.2 Fehlerquellen der Zeitverschiebungsschätzung

Die Zeitverschiebungsschätzung wird durch verschiedene Arten von Fehlern beeinflusst. In der Literatur wird hierbei zwischen Dekorrelationsrauschen und Schätzfehlern aufgrund verrauschter Echosignale unterschieden. Mit dem recht unspezifischen Begriff *Dekorrelationsrauschen* [19] werden alle Arten von Fehler bezeichnet, die sich darin äußern, daß trotz rauschfreier Echosignale die Teilintervalle der Echosignale vor und nach der Kompression, die mit Hilfe der empirischen Kreuzkovarianzfunktion in Gleichung (4.1.7) bzw. (4.1.8) verglichen werden, nicht nur in Form einer reinen Zeitverschiebung voneinander abweichen. In dieser Arbeit wird zwischen drei Fehlerquellen der Zeitverschiebungsschätzung unterschieden, von denen die ersten beiden in der Literatur unter den Begriff Dekorrelationsrauschen fallen:

- Schätzfehler aufgrund axialer Gewebekompression
- Transversale Bewegungsartefakte
- Stochastische Fehlerquellen aufgrund verrauschter Echosignale

Diese Fehlerarten und mögliche Ansätze zur Reduktion werden im folgenden näher erläutert.

4.2.1 Schätzfehler aufgrund axialer Gewebekompression

Aufgrund der axialen Gewebekompression kann es zu erheblichen Schätzfehlern in der Schätzung der Zeitverschiebung kommen. Diese Fehler sind allesamt darin begründet, daß das Modell, welches bei der Schätzung von Zeitverschiebungen die Echodaten als gemeinsam stationäre stochastische Prozesse ansieht, nur näherungsweise stimmt. Durch die in Gleichung (4.1.1) beschriebene

Beziehung zwischen den Echosignalen sind die Echodaten nicht gemeinsam stationär [14, 18, 31], selbst wenn jedes Echosignal für sich ein stationärer Prozeß sein kann. Für nicht stationäre Prozesse ist aber die Kreuzkovarianzfunktion nicht nur von der relativen Zeitverschiebung der Echosignale abhängig und somit das oben erwähnte Vorgehen zur Schätzung lokaler Zeitverschiebungen ungenau. Wenn jedes Echosignal für sich noch ein nicht stationärer Prozeß ist, was gerade bei den in der Muskeldiagnostik vorkommenden inhomogen rückstreuenden Medien häufig der Fall ist, werden die Schätzfehler noch verstärkt. Der hier erwähnte Schätzfehler wurde in der Literatur über Elastographie erstmals in [13] erwähnt und in [18] ausführlich beschrieben. Er wurde allerdings in der Literatur über Zeitverschiebungsschätzung (Englisch „Time Delay Estimation“, kurz TDE) schon früher behandelt [8, 31]. Auf welche Weise die Modellungenauigkeit der Annahme stationärer Prozesse zu Schätzfehlern in der Zeitverschiebungsschätzung führen, läßt sich anschaulich erklären:

Da es sich bei den betrachteten Signalen um stochastische Prozesse handelt, ist die Einhüllende der Echosignale innerhalb des in der Kreuzkovarianzfunktion betrachteten Intervalls nicht konstant. In Abbildung 4.2.1 sind beispielhaft hochfrequente Echosignale vor und nach einer Gewebekompression skizziert. Die Kompression des Gewebes ist in diesem Beispiel homogen, was gemäß (4.1.4) zu einem linearen Verlauf der Zeitverschiebung führt. Die Echosignale weisen an einer Stelle eine deutlich erhöhte Amplitude auf. Ein solcher Fall kann aufgrund der zufälligen Schwankungen der Echoamplitude, die zu dem bekannten Specklemuster im B-Bild führt, auftreten. Es können aber auch Inhomogenitäten der Rückstreuereigenschaften des Gewebes vorliegen. In der Schätzung der Kreuzkovarianzfunktion durch das Integral (4.1.7) wird dieser Teil der Echodaten besonders stark gewichtet. Dies ist in Abbildung 4.2.2 skizziert, wo der Integrand $U_1(t)U_2^*(t)$ über der Zeit für mehrere Positionen, an denen die Zeitverschiebung geschätzt werden soll, aufgetragen ist. Es ist unmittelbar einsichtig, daß, sofern sich die Amplitudenüberhöhung im Zeitfenster der Länge T_F befindet, die zur Schätzung der Kreuzkovarianzfunktion verwendet wird, dieser Teil die Schätzung der Zeitverschiebung dominiert. Aus diesem Grund bleiben die geschätzten Zeitverschiebungen τ in einem Zeitintervall der Länge $2T_F$ fast konstant (und zwar gleich der Zeitverschiebung an der Amplitudenerhöhung). Nach einer zeitlichen Ableitung zur Schätzung der lokalen Kompression ergeben sich deutliche Abweichungen vom eigentlichen konstanten Verlauf der lokalen Kompression. Der oben beschriebene Effekt tritt besonders stark an Grenzflächen zwischen zwei homogenen Bereichen unterschiedlicher Reflektivität auf. Aufgrund des sich dort ergebenden typischen Bildartefaktes im Kompressionsbild wurde dieser Effekt in [14] „Underline-Effect“ genannt. In [13] wurde zur Reduktion dieser Fehler eine logarithmische Amplitudenkompression der Echosignale vorgeschlagen. Diese logarithmische Kompression führt dazu, daß lokale Amplitudenschwankungen die Schätzung der Zeitverschiebungen weniger stark beeinflussen. Dieser Ansatz wird in Kapitel 4.5.1.6 näher erläutert und erweitert.

Ein weiterer Ansatz zur Reduktion dieses Fehlers ist die zeitliche Kompression der Echosignale. Dabei werden die Echosignale zeitlich so gestaucht, daß die zeitliche Stauchung durch die

Kompression des Gewebes zum Teil ausgeglichen wird. Dazu kann das gesamte Echosignal mit einer approximativ aus den Echodaten bestimmten oder aus anderen Quellen bekannten Kompression zeitlich gestaucht werden, bevor Zeitverschiebungen geschätzt werden [13]. In letzter Zeit wurden adaptive Verfahren auf die Elastographie übertragen, die Gewebekompressionen aus den Echodaten schätzen und diese Schätzung dazu verwenden, die Echosignale lokal zeitlich so zu stauchen, daß die Einflüsse durch die Kompression des Gewebes fast vollständig ausgeglichen werden [78, 19, 1]. In anderen Verfahren werden Zeitverschiebungen und Kompression mittels Korrelationsverfahren gleichzeitig geschätzt. Verfahren dieser Art waren bereits vor der Einführung der Elastographie bekannt [7]. Das in [78] für die Elastographie entwickelte Verfahren ist besonders recheneffizient. Insgesamt sind diese Verfahren aber deutlich zeitaufwendiger als herkömmliche Verfahren zur Schätzung der Kompression.

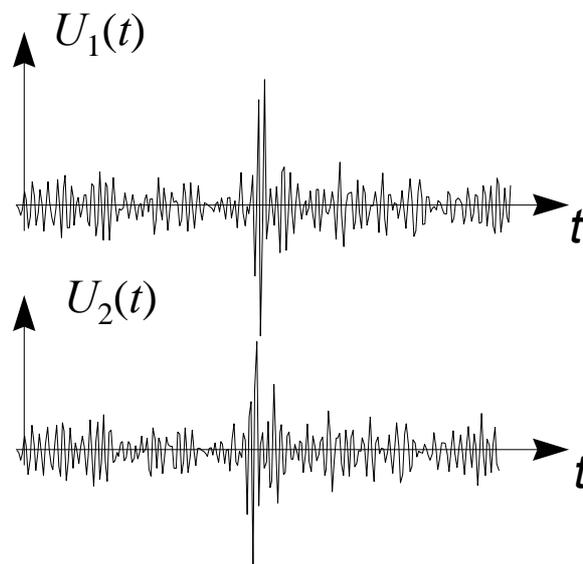


Abbildung 4.2.1: hochfrequente Echosignale eines inhomogen rückstreuenden Mediums vor und nach einer Gewebekompression.

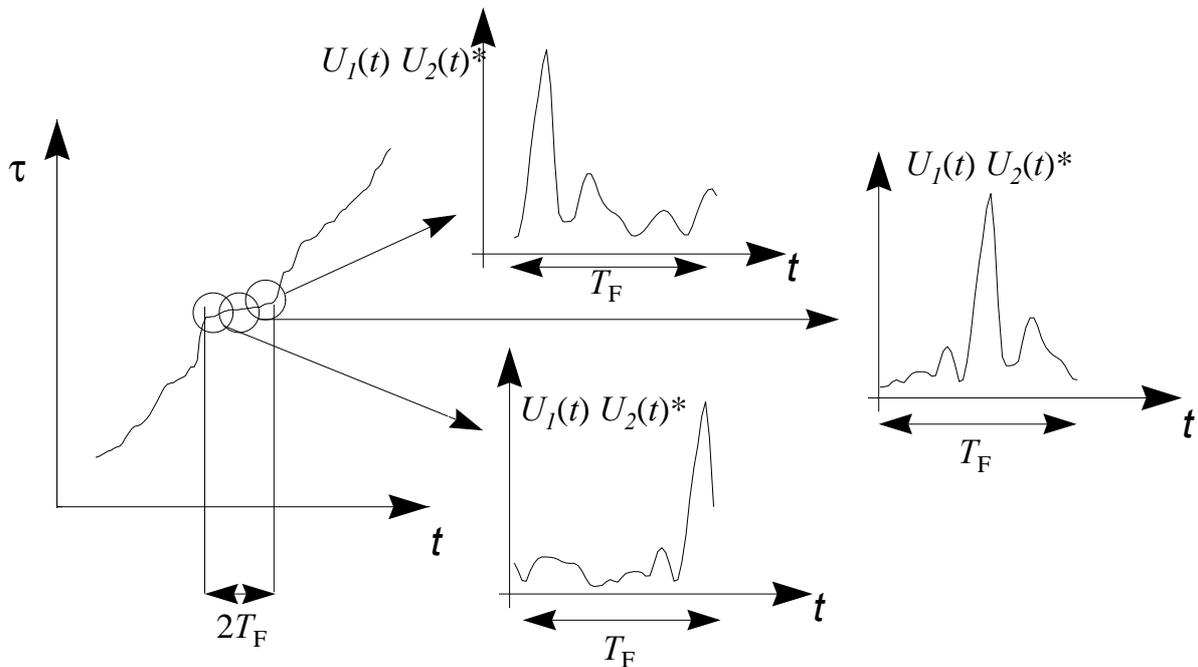


Abbildung 4.2.2: Die starke Gewichtung von Zeitpunkten großer Echoamplitude der Kreuzkovarianzfunktion führt zu Schätzfehlern in der Zeitverschiebungsschätzung

Alternativ zu diesen Verfahren wird in Kapitel 4.5.3 anhand von Simulationen gezeigt, daß durch eine geeignete Wahl der Fensterlänge T_F zur Schätzung der Kreuzkovarianzfunktion und der Anzahl der Verschiebungsschätzungen N_{FIR} , die zur Schätzung der Kompression verwendet werden, ebenfalls eine deutliche Reduktion dieses Fehlers erzielt werden kann.

Abschließend sei noch erwähnt, daß auch das durch (4.1.1) beschriebene Modell, nach dem die Echosignale zeitlich komprimierte Versionen voneinander sind, in der Ultraschallelastographie nicht exakt ist. Die Echosignale stellen Überlagerungen der Signale der einzelnen Streuer dar, die durch einen Random-Walk (siehe Kapitel 2.1) modelliert werden können. Bei großen Kompressionen ändern sich die Abstände zwischen den Streuern so stark, daß das Ergebnis dieser kohärenten Überlagerung der Streuer ein vollkommen anderes sein kann. Die Schätzung der lokalen Gewebekompression wird durch diesen Prozeß beeinflusst. Bei den üblicherweise sehr geringen Kompressionen im Bereich kleiner als 1 %, die zur Elastographie verwendet werden, ist dieser Effekt allerdings vernachlässigbar.

4.2.2 Transversale Bewegungsartefakte

Durch die Kompression des Gewebes kommt es neben den gewünschten axialen Bewegungen der Streuer auch zu Bewegungen transversal zur Ausbreitungsrichtung des Schalles. Dies führt dazu, daß einige Signalanteile aus dem unkomprimierten Gewebe in der gleichen A-Linie des komprimierten Gewebes nicht mehr wiedergefunden werden können. In diesem Fall kann auch die axiale Verschiebung nicht mehr oder zumindest nicht mehr genau geschätzt werden. Diese Fehler können nur dadurch reduziert werden, daß transversale Bewegungen des Gewebes entweder vor der

Schätzung der Kompression korrigiert werden [19, 78, 52, 61, 62, 63, 47] oder aber die Schätzung der Verschiebung direkt mehrdimensional durchgeführt wird [67]. In beiden Fällen müssen Gewebeverschiebungen transversal zur Schallausbreitungsrichtung geschätzt werden. Dies kann analog zur axialen Verschiebungsschätzung mit Hilfe von Korrelationsverfahren [67, 119, 38], aber auch mit „Optical-Flow“-Verfahren [61, 62, 52] geschehen. Meist können allerdings nur laterale und nicht Bewegungen in Elevationsrichtung geschätzt bzw. kompensiert werden, da in der Regel nur zweidimensionale Ultraschallbilder aufgenommen werden. Es gibt aber bereits Ansätze zur Aufnahme dreidimensionaler Datensätze in der Elastographie, mit Hilfe derer auch Bewegungen der Streuer in Elevationsrichtung zur Ausbreitungsrichtung des Schalles vollständig kompensiert werden können [38, 52]. In Kapitel 4.5.4 wird ein neues recheneffizientes Verfahren zur Kompensation lateraler Bewegungseinflüsse beschrieben.

4.2.3 Stochastische Fehlerquellen

Neben den bisher genannten systematischen Fehlern der Zeitverschiebungsschätzung und somit der Kompressionsschätzung resultiert eine weitere Fehlerquelle daraus, daß die Echosignale $U_1(t)$ und $U_2(t)$ nicht direkt, sondern nur mit Rauschsignalen $n_1(t)$ und $n_2(t)$ überlagert gemessen werden können. In dieser Arbeit wird angenommen, daß diese Rauschsignale gegenseitig, sowie mit den Echosignalen unkorreliert sind und die selben stochastischen Eigenschaften besitzen.

Aufgrund dieser Rauschsignale ist eine exakte Messung der Zeitverschiebung und der lokalen Kompression unmöglich. Die Varianz der Zeitverschiebungsschätzung kann nach unten mit Hilfe der Cramer-Rao-Schranke abgeschätzt werden. Diese Grenze bezeichnet den niedrigsten mittleren quadratischen Fehler, den ein Schätzer bei verrauschten Daten erreichen kann. Unter Annahme einer reinen Zeitverschiebung zwischen den betrachteten Echosignalen gemäß (4.1.5) wurde die Cramer-Rao-Schranke der Zeitverschiebungsschätzung von verschiedenen Autoren auf verschiedene Weise hergeleitet. In [86] wurden diese verschiedenen Ansätze zusammengefaßt. Dort wurde gezeigt, daß die Ergebnisse der verschiedenen Arbeiten zueinander äquivalent sind. Da die Zeitverschiebungen erwartungstreu geschätzt werden, wird hier eine Abschätzung für die Varianz der Zeitverschiebungsschätzung angegeben:

$$\sigma_{\tau}^2 \geq \frac{2\pi}{T_F} \left\{ \int_0^{\infty} \frac{2\omega^2 C_{UU}^2(\omega) / C_{nn}^2(\omega)}{1 + 2 C_{UU}(\omega) / C_{nn}(\omega)} d\omega \right\}^{-1} \quad (4.2.1)$$

Hierbei bezeichnet $C_{UU}(\omega)$ das Leistungsdichtespektrum der Echodaten $U_1(t)$ und $U_2(t)$. $C_{nn}(\omega)$ bezeichnet das Leistungsdichtespektrum der Rauschsignale $n_1(t)$ und $n_2(t)$. In [95] und [31] wird darüber hinaus ein Ausdruck für die Cramer-Rao-Schranke für die Varianz des Schätzers des Kompressionsfaktors a_0 in Gleichung (4.1.3) hergeleitet. Dies ist gleichzeitig die Cramer-Rao-Schranke für Kompressionsschätzer:

$$\sigma_s^2 \geq \frac{24\pi}{T_G^3} \left\{ \int_0^\infty \frac{2\omega^2 C_{UU}^2(\omega)/C_{nn}^2(\omega)}{1+2C_{UU}(\omega)/C_{nn}(\omega)} d\omega \right\}^{-1}. \quad (4.2.2)$$

T_G bezeichnet hierbei die zeitliche Länge der zur Kompressionschätzung verwendeten Datenintervalle und wird in dieser Arbeit mit Gesamtbeobachtungsdauer bezeichnet. Diese beiden Ausdrücke eignen sich dazu, die Effizienz von Schätzverfahren zur Schätzung von Zeitverschiebungen und Kompressionen zu beurteilen. In Kapitel 4.5.3 wird anhand von Simulationen gezeigt, daß das in dieser Arbeit vorgestellte recheneffiziente Verfahren zur Schätzung von Zeitverschiebungen die Cramer-Rao-Schranke näherungsweise erreicht.

4.3 Multikompressionsansätze

In der Elastographie ist es in der Regel sinnvoll, nicht nur zwei, sondern mehrere Ultraschalldatensätze unter verschieden starker Kompression aufzunehmen. Die Kompression kann dann aus je zwei dieser Kompressionsbilder unter aufeinanderfolgenden Kompressionsstufen berechnet werden. Das Gesamtkompressionsbild ergibt sich dann als Summe der Einzelkompressionsbilder. Dieser Ansatz wurde in [66], [111] und [46] näher erläutert. Ziel dieser Verfahren ist die Reduktion der mit „Dekorrelationsrauschen“ bezeichneten Fehler. Die Differenz der Kompression zwischen der Aufnahme zweier Einzelbildern sollte dabei so gering sein, daß die Einzelbilder möglichst ähnlich sind.

Da ein Ziel dieser Arbeit die Entwicklung eines echtzeitfähigen Systems zur Messung und Darstellung von Kompressionsbildern ist, soll dieses Konzept auf Echtzeitsysteme übertragen werden. Ein solches System wird in Kapitel 6.2 beschrieben. Es wird davon ausgegangen, daß das Gewebe in einem solchen System kontinuierlich komprimiert wird und Kompressionsbilder $s_k(x,z)$ zu Zeitpunkten $t = k T_R$ berechnet werden. T_R bezeichnet hierbei die Zeit, die zwischen dem Berechnen zweier Kompressionsbilder vergeht. Dem klassischen Multikompressionsansatz aus [66] entspricht in einem solchen System die gleitende Summation von N_S aufeinanderfolgenden Kompressionsbildern ähnlich einer gleitenden Mittelwertbildung:

$$\bar{s}_k(x,z) = \sum_{i=0}^{N_S-1} s_{k-i}(x,z) \quad (4.3.1)$$

Dieser Vorgang entspricht einer zeitlichen transversalen Filterung der Kompressionsbilder. In der Praxis erweist sich eine einfache zeitliche rekursive Filterung der Form

$$\bar{s}_k(x,z) = p_M \bar{s}_{k-1}(x,z) + s_k(x,z) \quad (4.3.2)$$

mit $0 < p_M < 1$ als weniger aufwendig. Diese rekursive Filterung hat einen ähnlichen Mittelungseffekt wie die FIR-Filterung.

4.4 Ausgleich des Druckabfalls über der Tiefe

Wird zur Kompression des Gewebes ein Objekt endlicher Ausdehnung verwendet, so ergibt sich auch in dem in Bezug auf seine elastischen Eigenschaften homogenen Gewebe eine inhomogene Druckverteilung. Diese Problem wurde in [83] und [84] ausführlich behandelt. Unter Annahme einer linearen Beziehung zwischen Druck und lokaler Kompression fällt proportional zum Druck auch die Kompression des Gewebes ab. Dies führt zu inhomogenen Kompressionsbildern, in größerer Tiefe z treten nur noch geringe Kompressionen auf. Der Abfall ist um so größer, je kleiner die Auflagefläche des verwendeten Kompressors ist. Der Effekt kann nur dann rechnerisch vollständig kompensiert werden, wenn sowohl die Randbedingungen als auch die Form des Kompressors vollständig bekannt ist und das Material homogen ist.

Ein analoges Problem tritt bei der Kompensation von Dämpfungseinflüssen in B-Bildern auf. In dieser Arbeit wird dieses Problem daher in ähnlicher Weise wie beim B-Bild durch eine tiefenabhängige „Verstärkung“ gemindert, und zwar indem Kompressionen $s(t)$ nach deren Schätzung, jedoch vor der Anzeige von Kompressionsbildern mit einer Funktion $a_s(t)$ multipliziert werden. Diese Funktion $a_s(t)$ ist eine monoton steigende Funktion.

4.5 Ein recheneffizientes Verfahren zur Schätzung von Zeitverschiebungen

4.5.1 Die Phasennullstellensuche

Wie in Kapitel 4.1.3 beschrieben, wird die Zeitverschiebung zwischen den hochfrequenten Echosignalen in der Regel bestimmt, indem das Maximum der Kreuzkovarianzfunktion der hochfrequenten Echosignale gesucht wird. Grundlage dieses Verfahrens ist die Tatsache, daß die Autokovarianzfunktion ein Maximum bei der Verschiebung Null hat und die Kreuzkovarianzfunktion unter Vernachlässigung von Rauschen eine zeitlich verschobene Version der Autokovarianzfunktion ist. Betrachtet man die den hochfrequenten Echosignalen zugehörigen analytischen Signale [29], im folgenden kurz *analytische Echosignale* genannt, so kann alternativ zur Suche des Maximums auch die Tatsache genutzt werden, daß deren Autokovarianzfunktion bei Verschiebung Null reellwertig ist, denn dort entspricht der Wert der Autokovarianzfunktion der Varianz der betrachteten analytischen Echosignale. Daraus folgt, daß die Phase der Kreuzkovarianzfunktion bei der gesuchten Zeitverschiebung eine Nullstelle hat. Im folgenden wird ein Verfahren vorgestellt, daß die Nullstelle der Kreuzkovarianzfunktion der analytischen Echosignale sucht. Diese Kreuzkovarianzfunktion ist gleichzeitig das analytische Signal der Kreuzkovarianzfunktion der reellwertigen Echosignale.

4.5.1.1 Suche der Phasennullstelle mittels modifizierter Newton-Iteration

Die analytischen Echosignale des unkomprimierten und des komprimierten Gewebes werden mit $U_{1+}(t)$ und $U_{2+}(t)$ bezeichnet. Die Phase der Kreuzkovarianzfunktion wird mit $\varphi(t)$ bezeichnet:

$$\phi(t) = \arg(c_{U_{1+}U_{2+}}(t)) \quad (4.5.1)$$

Die Nullstelle von $\phi(t)$ befindet sich bei der gesuchten Zeitverschiebung des Signals $U_{1+}(t)$ gegenüber $U_{2+}(t)$. Die Nullstelle kann iterativ mit dem Newton-Verfahren bestimmt werden:

$$t_{n+1} = t_n - \frac{\phi(t_n)}{\dot{\phi}(t_n)} \quad (4.5.2)$$

mit $\dot{\phi}(t) = \partial \phi(t) / \partial t$. Ein Nachteil dieses Verfahrens ist, daß die zeitliche Ableitung der Phase der Kreuzkovarianzfunktion benötigt wird. Für die betrachteten bandbegrenzten Signale ist die Phase in der Nähe der Nullstelle eine näherungsweise lineare Funktion. Ihre Steigung entspricht der Schwerpunktsfrequenz ω_0 der verwendeten Ultraschallechosignale. Diese Beziehung,

$$\dot{\phi}(t) \approx \omega_0 \quad (4.5.3)$$

gilt sogar exakt an der gesuchten Nullstelle von $\phi(t)$ [40]. Die Gleichung (4.5.2) kann daher vereinfacht werden zu

$$t_{n+1} = t_n - \frac{\phi(t_n)}{\omega_0} \quad (4.5.4)$$

Die Konvergenz dieser modifizierten Newton-Iteration wird im folgenden für rauschfreie Signale bewiesen.

4.5.1.2 Theoretischer Konvergenzbeweis

Der folgende Beweis zeigt die Konvergenz der modifizierten Newton-Iteration für rauschfreie, zeitverschobene stochastische Signale gemäß Gleichung (4.1.5). Die Kreuzkovarianzfunktion der analytischen Echosignale ist die Fourierrücktransformierte ihres Kreuzspektrums:

$$c_{U_{1+}U_{2+}}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} C_{U_{1+}U_{2+}}(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (4.5.5)$$

Setzt man auf der rechten Seite von Gleichung (4.5.5) die in Gleichung (4.1.9) angegebene Beziehung zwischen Autokovarianzfunktion und Kreuzkovarianzfunktion ein und verwendet die folgende Beziehung zwischen dem Leistungsdichtespektrum der analytischen und der hochfrequenten Echosignale, so erhält man:

$$C_{U_{1+}U_{1+}}(\omega) = \begin{cases} 0 & \text{für } \omega < 0 \\ 4C_{U_1U_1}(\omega) & \text{für } \omega > 0 \end{cases} \quad (4.5.6)$$

Daraus ergibt sich die Beziehung

$$c_{U_{1+}U_{2+}}(t) = \frac{2}{\pi} \int_0^{\infty} C_{U_1U_1}(\omega) e^{j\omega(t-\tau_c)} d\omega \quad (4.5.7)$$

Gleichung (4.5.7) wird nun für bandbegrenzte Ultraschallechosignale analysiert. Für diese Signale können immer eine untere Bandgrenze ω_1 und eine obere Bandgrenze ω_2 angegeben werden. Das Leistungsdichtespektrum kann außerhalb dieser Grenzen zu Null angenommen werden. Die Schwerpunktsfrequenz der Echosignale ω_0 liegt zwischen diesen Grenzen. Die relative Bandbreite

$$\frac{(\omega_2 - \omega_1)}{\omega_0} \quad (4.5.8)$$

liegt für Ultraschallechosignale weit unter 200%. Daher kann folgende Ungleichung angenommen werden:

$$0 < \omega_1 < \omega_0 < \omega_2 < 2\omega_0 \quad (4.5.9)$$

Mit Ungleichung (4.5.9) kann Gleichung (4.5.7) zu

$$c_{U_{1+}U_{2+}}(t) = \frac{2}{\pi} \int_{\omega_1}^{\omega_2} C_{U_1U_1}(\omega) e^{j\omega(t-\tau_c)} d\omega \quad (4.5.10)$$

vereinfacht werden. Der Mittelwertsatz der Integralrechnung [11] der Analysis besagt, daß für eine kontinuierliche Funktion $g(x)$ mit

$$g(x) \geq 0 \quad \text{für } a \leq x \leq b$$

ein ξ mit $a \leq \xi \leq b$ existiert, so daß gilt:

$$\int_a^b f(x)g(x)dx = f(\xi) \int_a^b g(x)dx \quad (4.5.11)$$

Da das Leistungsdichtespektrum immer nicht negativ reell ist, kann gefolgert werden:

$$c_{U_{1+}U_{2+}}(t) = \frac{2}{\pi} e^{j\Omega(t-\tau_c)} \int_{\omega_1}^{\omega_2} C_{U_1U_1}(\omega) d\omega \quad (4.5.12)$$

Es ist daher offensichtlich, daß die Phase der Kreuzkovarianzfunktion in (4.5.12) ein Produkt von $(t+\tau_2)$ mit einer unbekanntenen Frequenz $\Omega(t)$ ist:

$$\phi(t) = \arg\left(c_{U_{1+}U_{2+}}(t)\right) = \Omega(t)(t-\tau_c) \quad (4.5.13)$$

Diese Frequenz $\Omega(t)$ liegt nach dem Mittelwertsatz der Integralrechnung innerhalb der Bandgrenzen:

$$\omega_1 \leq \Omega(t) \leq \omega_2 \quad (4.5.14)$$

Im folgenden wird Gleichung (4.5.14) zur Herleitung eines Ausdrucks verwendet, der die Reduktion der Abweichung der Zeitverschiebungsschätzung von der gesuchten Zeitverschiebung durch die modifizierte Newton-Iteration (4.5.4) beschreibt. Dieser Fehler berechnet sich zu

$$\epsilon_n = (t_n - \tau_c) \quad .$$

Zunächst wird der Fall betrachtet, daß dieser Fehler positiv ist. Dadurch erhält man aus (4.5.14):

$$\omega_1(t_n - \tau_c) \leq \phi(t_n) = \omega_0(t_n - \tau_c) \leq \omega_2(t_n - \tau_c) \quad (4.5.15)$$

Mit (4.5.4) erhält man

$$\omega_1(t_n - \tau_c) \leq \Omega(t_n)(t_n - t_{n+1}) \leq \omega_2(t_n - \tau_c) \quad (4.5.16)$$

Nach Division durch ω_0 und Subtraktion von $(t_n - \tau_c)$ erhält man

$$\left(\frac{\omega_1}{\omega_0} - 1 \right) (t_n - \tau_c) \geq -(t_{n+1} - \tau_c) \geq \left(\frac{\omega_2}{\omega_0} - 1 \right) (t_n - \tau_c) \quad (4.5.17)$$

und somit

$$1 - \frac{\omega_1}{\omega_0} \geq \frac{t_{n+1} - \tau_c}{t_n - \tau_c} \geq 1 - \frac{\omega_2}{\omega_0} \quad . \quad (4.5.18)$$

Unter Annahme eines negativen Schätzfehlers erhält man nach analoger Rechnung das gleiche Ergebnis. Diese Ungleichung zeigt, wie der verbleibende Schätzfehler durch die modifizierte Newton-Iteration reduziert wird. Sowohl die linke als auch die rechte Seite sind gemäß (4.5.9) betragsmäßig kleiner Eins. Die rechte Seite ist negativ, die linke positiv. Daher ist der Betrag des Fehlers immer kleiner als eine geometrische Folge

$$\epsilon_n < \epsilon_0 q^n \quad (4.5.19)$$

mit

$$q = \left(\left| 1 - \frac{1}{\omega} \right|, \left| 1 - \frac{\omega_2}{\omega_0} \right| \right) < 1 \quad (4.5.20)$$

was die Konvergenz beweist. $q < 1$ kann direkt aus (4.5.9) hergeleitet werden. Für eine relative Bandbreite von 100% wird q zu 0,5. Durch diesen Beweis wurde die Konvergenz des Verfahrens unter Benutzung der Kreuzkovarianzfunktion, welche eine deterministische Funktion ist, bewiesen. In der Praxis wird allerdings die empirische Kreuzkovarianzfunktion verwendet, die aus verrauschten Daten und Datenintervallen endlicher Länge geschätzt wird. Neben der Frage der theoretischen Konvergenz des Verfahrens spielt daher auch die Frage eine Rolle, wie genau das Verfahren unter diesen realen Bedingungen Zeitverschiebungen schätzen kann. Dieses Problem wird in Kapitel 4.5.3 mit Simulationen untersucht.

4.5.1.3 Anwendung auf zeitdiskrete Signale

Zunächst soll allerdings die Frage untersucht werden, wie das durch Gleichung (4.5.4) beschriebene Verfahren zur Schätzung von Zeitverschiebungen mit den zeitdiskret abgetasteten Daten realisiert werden kann. Aufgrund der sehr geringen Kompression des Gewebes sind die Zeitverschiebungen zwischen den Echosignalen so gering, daß sie in der Regel mit einem Fehler geschätzt werden müssen, der deutlich geringer als die Abtastzeit der verwendeten Echosignale ist.

Die kontinuierliche, empirische Kreuzkovarianzfunktion aus Gleichung (4.1.7) bzw. (4.1.8) wird durch die diskrete, empirische Kreuzkovarianzfunktion [10] ersetzt. Hierbei wird das Integral durch eine Summe über die entsprechenden zeitdiskreten Werte ersetzt. Um bei der Zeitverschiebungsschätzung Genauigkeiten unterhalb der Abtastzeit der Echosignale zu erzielen, muß die Kreuzkovarianzfunktion auch bei Zeitverschiebungen ausgewertet werden, die keine ganzzahligen Vielfachen der Abtastzeit sind. Dazu werden in der Regel zeitdiskrete Signale benötigt, die gegenüber den abgetastet vorliegenden Signalen um ein nicht ganzzahliges Vielfaches der Abtastzeit zeitverschoben sind. Ein solches zeitdiskretes Signal kann durch eine geeignete Interpolation der vorliegenden zeitdiskreten Signale erzeugt werden. Diese Interpolation wird in der Literatur über Elastographie *rekonstruktive Interpolation* genannt [16]. Sei a_k eine abgetastete Version des bandbegrenzten Signals $x(t)$

$$a_k = x(k \Delta T) \quad , \quad (4.5.21)$$

dann wird ein abgetastetes Signal b_k benötigt, so daß gilt:

$$b_k = x(k \Delta T + \tau) \quad (4.5.22)$$

Es wird davon ausgegangen, daß die Abtastfrequenz $1/\Delta T$ mehr als doppelt so groß ist als die höchste Frequenzkomponente des bandbegrenzten Signals $x(t)$ und damit das Nyquist-Abtasttheorem für tiefpaßbegrenzte Signale erfüllt ist.

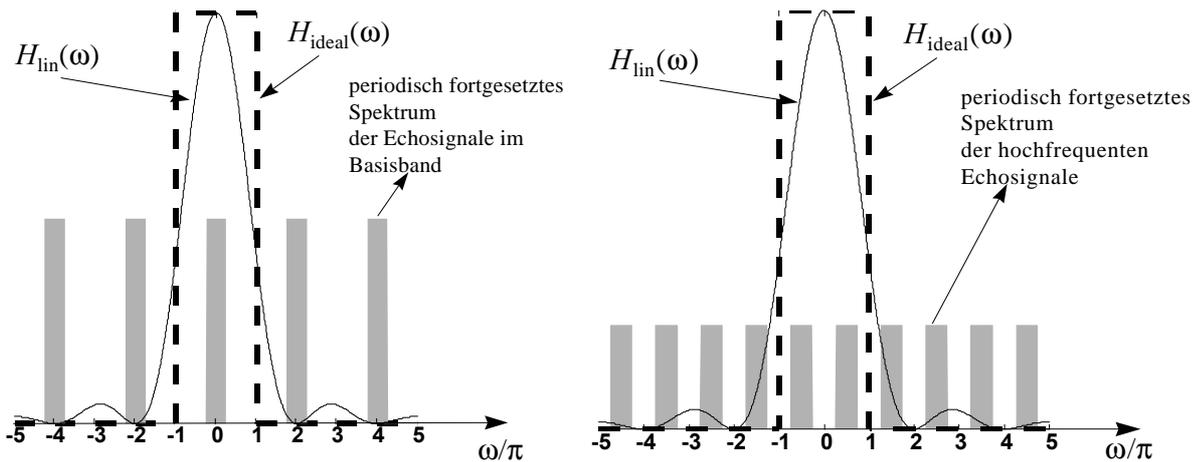


Abbildung 4.5.1: Vergleich der Übertragungsfunktionen der linearen zur idealen Interpolation. Die Signalspektren (Betrag der Fouriertransformierten) für hochfrequente reellwertige Echosignale (rechts) und Basisbanddaten (links) sind ebenfalls skizziert.

Da durch die Abtastung aufgrund der Einhaltung des Abtasttheorems keine Information verloren geht, ist prinzipiell eine Rekonstruktion von b_k aus a_k möglich. Eine für große Datenmengen recht genaue Rekonstruktion kann mit Hilfe der Formel

$$b_k = \text{IDFT} \left(\text{DFT}(a_k) e^{j\omega\tau} \right) \quad (4.5.23)$$

durchgeführt werden, wobei DFT und IDFT diskrete Fourier- und diskrete Fourier-rücktransformation bezeichnen. Die Interpolation gemäß (4.5.23) ist allerdings äußerst rechenaufwendig. Die im bezug auf Rechenaufwand einfachste Interpolation stellt die Nächste-Nachbar-Interpolation dar:

$$b_k = a_{k + \lceil \tau / \Delta T \rceil} \quad (4.5.24)$$

Der Operator $\lceil \cdot \rceil$ bezeichnet hierbei Rundung in Richtung des nächsten ganzzahligen Wertes. Eine genauere Interpolation mit vertretbarem Rechenaufwand ist die lineare Interpolation:

$$b_k = \left(\text{ceil} \left(\frac{\tau}{\Delta T} \right) - \frac{\tau}{\Delta T} \right) a_{k + \text{floor} \left(\frac{\tau}{\Delta T} \right)} + \left(\frac{\tau}{\Delta T} - \text{floor} \left(\frac{\tau}{\Delta T} \right) \right) a_{k + \text{ceil} \left(\frac{\tau}{\Delta T} \right)} \quad (4.5.25)$$

Der Operator „floor“ bezeichnet dabei Rundung in Richtung der nächst kleineren ganzen Zahl, der Operator „ceil“ Rundung in Richtung der nächst größeren ganzen Zahl. Eine lineare Interpolation gemäß (4.5.25) kann als Filterung des Puls-Amplitudenmodulierten (PAM) Signals

$$a(t) = h_{lin}(t) * \sum_{i=-\infty}^{\infty} a_i \delta(t - i\Delta T) \quad \text{mit} \quad h_{lin}(t) = \text{tri} \left(\frac{t}{\Delta T} \right) \quad (4.5.26)$$

mit anschließender Neuabtastung dieses kontinuierlichen Signals an den Stellen

$$k \Delta T + \tau \quad (4.5.27)$$

angesehen werden. Das Signal $a(t)$ ist nicht identisch mit dem ursprünglichen kontinuierlichen Signal $x(t)$. Aufgrund der Abtastung hat das Signal

$$\sum_{i=-\infty}^{\infty} a_i \delta(t - i \Delta T) \quad (4.5.28)$$

ein $2\pi/\Delta T$ -periodische Fouriertransformierte, die im Band von

$$\frac{-\pi}{\Delta T} \leq \omega \leq \frac{\pi}{\Delta T} \quad (4.5.29)$$

mit der mit dem Faktor $1/\Delta T$ multiplizierten Fouriertransformierten von $x(t)$ übereinstimmt. Durch eine Filterung mit

$$H_{\text{ideal}}(\omega) = \Delta T \operatorname{rect}\left(\frac{\omega \Delta T}{\pi}\right) \quad (4.5.30)$$

kann daher $x(t)$ rekonstruiert werden. Bei der linearen Interpolation erfolgt aber gemäß (4.5.26) eine Filterung mit

$$H_{\text{lin}}(\omega) = \Delta T \operatorname{si}^2\left(\frac{\omega \Delta T}{2}\right) . \quad (4.5.31)$$

In Abbildung 4.5.1 werden die Spektren der beiden Filterfunktionen verglichen. In dieser Abbildung wird außerdem beispielhaft ein bandbegrenztetes Spektrum (Betrag der Fouriertransformierten) der Ultraschallechodaten skizziert. Anhand dieser Skizze ist unmittelbar einsichtig, daß es für bandbegrenzte Spektren sinnvoll ist, diese Signale zunächst ins Basisband zu transformieren, sie dort linear gemäß (4.5.25) zu interpolieren und anschließend wieder ins Ursprungsband zurück zu transformieren. In Abbildung 4.5.1 (rechts) wird die Filterung durch die lineare Interpolation für diesen Fall skizziert. Gegenüber Abbildung 4.5.1 (links) ergibt sich bei Basisbanddaten der Vorteil, daß die periodischen Wiederholungen des Spektrums besser unterdrückt werden, da sie auf eine Nullstelle der si-Funktion aus Gleichung (4.5.31) treffen. Des weiteren wird das (erwünschte) Spektrum im Frequenzband von $-\pi/\Delta T$ bis $\pi/\Delta T$ weniger stark verzerrt, da die si-Funktion in der Nähe ihres Maximums einen weniger steilen Verlauf hat (und damit der Rechteckfunktion näher kommt). Basisbanddaten, die im folgenden durch den Index „b“ gekennzeichnet werden, ergeben sich aus einem analytischen Echosignal $x_+(t)$ gemäß

$$x_b(t) = x_+(t) e^{-j\omega_m t} . \quad (4.5.32)$$

ω_m bezeichnet hierbei eine geeignete Frequenz in der Mitte des Frequenzbandes der Echosignale. Als Mittenfrequenz wird in dieser Arbeit die Schwerpunktsfrequenz ω_0 gewählt, die auch zur Umrechnung von Phasen in Zeitverschiebungen in der modifizierten Newton-Iteration verwendet wird. Da die Echosignale bei der Berechnung von Elastogrammen nur zur Berechnung der Kreuzkovarianzfunktion verwendet werden, ist eine Rücktransformation der Echodaten ins Ursprungsband nach der linearen Interpolation nicht notwendig, da die empirische Kreuzkovarianzfunktion der analytischen Echosignale auf einfache Weise auch mit Hilfe von Basisbanddaten berechnet werden kann. Zwischen der empirischen Kreuzkovarianzfunktionen der Basisbanddaten und derjenigen der analytischen Echosignale gilt die Beziehung:

$$c_{U_{1+}U_{2+}}(\tau) = e^{j\omega_m \tau} c_{U_{1b}U_{2b}}(\tau) . \quad (4.5.33)$$

Wie sich anhand von Simulationen in Kapitel 4.5.3 zeigen wird, erhält man durch die Verwendung von Basisbanddaten in Verbindung mit einer linearen Interpolation eine einfache und genaue Möglichkeit der Interpolation, die die Genauigkeit der Zeitverschiebungsschätzung nicht beeinflusst, aber deutlich weniger aufwendig ist als Interpolationen höherer Ordnung.

4.5.1.4 Startwerte des iterativen Verfahrens

Für die Konvergenz des modifizierten Newton-Verfahrens ist die geeignete Wahl eines richtigen Anfangswertes notwendig. Dies ist deshalb der Fall, da die Phase der Kreuzkovarianzfunktion, die in der iterativen Rechenvorschrift (Gleichung (4.5.4)) benötigt wird, nicht eindeutig numerisch bestimmt werden kann, wenn sie das Band zwischen $-\pi$ und π verläßt. Durch eine geeignete Wahl des Startwertes der Iteration kann dies verhindert werden. Der gewählte Startwert darf daher nicht allzu weit von der zu schätzenden Zeitverschiebung entfernt sein. Da Verschiebungsschätzungen an verschiedenen zeitdiskreten Punkten der Echosignale gemäß (4.1.10) durchgeführt werden, kann das Ergebnis der Verschiebungsschätzung des zeitlich vorhergehenden Punktes als Startwert für die Zeitverschiebungsschätzung verwendet werden. Gemäß Gleichung (4.1.4) ist die Zeitverschiebung eine stetige Funktion. Wenn die Punkte, an denen Zeitverschiebungen berechnet werden, dicht genug gewählt werden, befindet sich der gewählte Startwert also immer nah genug an der gesuchten Zeitverschiebung. Der Anfangswert des ersten Punktes, an dem eine Zeitverschiebung berechnet werden soll, kann zu Null gewählt werden, denn gemäß Gleichung (4.1.4) sind die Echosignale von Zielen, die direkt am Wandler liegen, nicht zeitverschoben.

4.5.1.5 Rechenvorschrift des Verfahrens

Der Vollständigkeit halber sei hier noch die Rechenvorschrift des Verfahrens angegeben. Wie in Kapitel 4.1.4 beschrieben, wird das Verfahren dazu verwendet, die Verschiebung $\tau(t)$ aus Gleichung (4.1.1) an diskreten Stellen kT_s iterativ zu schätzen. Diese Schätzung wird mit τ_k bezeichnet. Die Zwischenergebnisse der Iteration werden in der folgenden Rechenvorschrift mit $\tau_k^{(m)}$ bezeichnet, wobei m der Iterationsindex ist. Die Anzahl der Iterationen, die durchgeführt werden, wird mit N_I bezeichnet. Die Rechenvorschrift lautet:

$$\tau_0^{(0)}=0$$

$$\tau_k^{(0)}=\tau_{k-1}^{(N_I)}$$

$$\tau_k^{(m)}=\tau_k^{(m-1)}-\frac{1}{\omega_0} \arg \left(e^{-j\omega_0\tau_k^{(m-1)}} \sum_{n=\frac{-T_F}{2\Delta T}}^{\frac{T_F}{2\Delta T}} \tilde{U}_{1b} \left(kT_s+n\Delta T+\frac{\tau_k^{(m-1)}}{2} \right) \tilde{U}_{2b}^* \left(kT_s+n\Delta T-\frac{\tau_k^{(m-1)}}{2} \right) \right) \quad (4.5.34)$$

wobei die Signale $\tilde{U}_{1b}(t)$ und $\tilde{U}_{2b}(t)$ linear interpolierte Versionen der abgetastet vorliegenden Basisbanddaten $U_{1b}(n\Delta T)$ und $U_{2b}(n\Delta T)$ sind, welche aus diesen folgendermaßen berechnet werden:

$$\begin{aligned} \tilde{U}_{1b}(t) &= \left(\text{ceil} \left(\frac{t}{\Delta T} \right) - \frac{t}{\Delta T} \right) U_{1b} \left(\Delta T \text{ floor} \left(\frac{t}{\Delta T} \right) \right) + \\ &\quad \left(\frac{t}{\Delta T} - \text{floor} \left(\frac{t}{\Delta T} \right) \right) U_{1b} \left(\Delta T \text{ ceil} \left(\frac{t}{\Delta T} \right) \right) \end{aligned} \quad (4.5.35)$$

Diese Rechenvorschrift gibt an, wie die Zeitverschiebung aus den abgetastet vorliegenden Basisbanddaten $U_{1b}(n\Delta T)$ und $U_{2b}(n\Delta T)$ berechnet werden können.

4.5.1.6 Logarithmische Kompression

Aus der Modellannahme, daß die Echodaten gemeinsam und einzeln stationäre, stochastische Prozesse gemäß Gleichung (4.1.5) sind, resultiert das Schätzverfahren, wonach mit Hilfe der Kreuzkovarianzfunktion lokale Zeitverschiebungen und aus diesen die Kompression geschätzt werden. Die Ungültigkeit dieser Annahme führt zu Schätzfehlern bei der Kompressionsschätzung. Diese Fehler wurden in Kapitel 4.2.1 näher erläutert. Zur Reduktion dieser Schätzfehler wurde in [13] eine Amplitudenkompression der hochfrequenten Echodaten vorgeschlagen. Céspedes schlägt zwei verschiedene Möglichkeiten zur Amplitudenkompression der Echodaten vor, die mit Hilfe des Vorzeichenoperators sign durchgeführte, sogenannte 1-bit Kompression gemäß

$$U_{1\text{-bit-log}}(t) = \text{sign}(U(t)) \quad (4.5.36)$$

bzw. die logarithmische Kompression gemäß

$$U_{\log}(t) = \log(1 + p|U(t)|) \text{sign}(U(t)) \quad (4.5.37)$$

In dieser Gleichung stellt p einen Faktor dar, der den Grad der Kompression angibt. Für $p \rightarrow 0$ stellt Gleichung (4.5.2) näherungsweise nur eine Skalierung mit dem konstanten Faktor p dar, die die Zeitverschiebungsschätzung nicht beeinflusst. Für $p \rightarrow \infty$ ergibt sich eine mit einem Faktor

multiplizierte Version der 1-bit Kompression. Die durch Gleichung (4.5.37) gegebene logarithmische Kompression der hochfrequenten Echodaten reduziert zwar Schätzfehler, die dadurch entstehen, daß die Echodaten nicht gemeinsam oder möglicherweise nicht einmal für sich stationär sind. Aufgrund der nichtlinearen Verarbeitung ergeben sich aber neue Schätzfehler in der Zeitverschiebungsschätzung, die je nach verwendetem Schätzverfahren unterschiedlich stark ausgeprägt sind. In [13] und [14] werden diese Schätzfehler beschrieben.

Durch eine Abwandlung, die im folgenden hergeleitet werden soll, lassen sich die Schätzfehler bei der Zeitverschiebungsschätzung deutlich reduzieren. Die logarithmische Kompression reduziert Schätzfehler durch nicht stationäre bzw. nicht gemeinsam stationäre Echodaten, indem Amplitudenschwankungen der Echodaten reduziert werden. Die in Kapitel 4.2.1 beschriebene, übermäßige Gewichtung bestimmter Teile der Echosignale in der Schätzung der empirischen Kreuzkovarianzfunktion aufgrund von Amplitudenüberhöhungen wird dadurch erheblich reduziert. Insbesondere die 1-bit Kompression verändert aber auch die für die Zeitverschiebungsschätzung wichtige Phaseninformation der Echosignale stark, wodurch neue Schätzfehler eingeführt werden. Es erscheint daher sinnvoll, nur die Einhüllende der Echosignale unter Beibehaltung der Phaseninformation logarithmisch zu komprimieren. Dies ist mit den bei der Phasennullstellensuche verwendeten (komplexwertigen) analytischen Echosignalen gemäß der Gleichung

$$U_{\log,+}(t) = \log\left(1 + p|U_+(t)|\right) e^{j \arg(U_+(t))} \quad (4.5.38)$$

möglich. Da die Phasennullstellensuche mit Basisbanddaten arbeitet, können auch direkt die Basisbanddaten gemäß der Gleichung

$$U_{\log,b}(t) = \log\left(1 + p|U_b(t)|\right) e^{j \arg(U_b(t))} \quad (4.5.39)$$

logarithmisch komprimiert werden. Dies entspricht einer logarithmischen Kompression gemäß (4.5.38) mit anschließendem Abwärtsmischen. Die Reduktion des Schätzfehlers durch die logarithmische Kompression und die Vorteile der logarithmischen Kompression der Einhüllenden im Vergleich zur logarithmischen Kompression der hochfrequenten Echodaten werden in Kapitel 4.5.3.3 anhand von Simulationen näher untersucht.

4.5.2 Theoretische Gemeinsamkeiten mit anderen Verfahren

Wie bereits erwähnt, müssen Zeitverschiebungen in der Elastographie mit Genauigkeiten geschätzt werden, die deutlich unterhalb der Abtastzeit der Echosignale liegen. Dieses Problem wurde bisher auf verschiedene Weise gelöst, zusammenfassende Artikel über einige der verwendeten Verfahren finden sich in [16] und [25]. Die bisher hauptsächlich in der Elastographie verwendeten Verfahren zur Schätzung von Zeitverschiebungen gehen dieses Problem auf unterschiedliche Weise an:

- Phasenbasierte Verfahren schätzen zunächst Phasenverschiebungen zwischen Echosignalen und rechnen diese in Zeitverschiebungen um. Da die Phasenverschiebungen keiner Quantelung durch die Abtastzeit unterliegen, können diese Verfahren im Prinzip Zeitverschiebungen mit Genauigkeiten oberhalb der Abtastzeit schätzen. Phasenbasierte Verfahren haben allerdings das Problem, daß die eindeutige Zuordnung von Phasenverschiebungen zu Zeitverschiebungen nur für monofrequente Signale eindeutig möglich ist. Bei der Umrechnung von Phasenverschiebungen zu Zeitverschiebungen kommt es daher häufig zu Ungenauigkeiten. Ein Beispiel für ein phasenbasiertes Verfahren ist das aus der Geschwindigkeitsschätzung beim Puls-Doppler abgeleitete Autokorrelationsverfahren [101, 67].
- Korrelationsverfahren, die das Maximum der Kreuzkovarianzfunktion suchen, können Zeitverschiebungen mit höherer Genauigkeit bestimmen, wenn die Echodaten so interpoliert werden, daß sie mit höherer Abtastfrequenz vorliegen. Diese Art der Interpolation wird in der Literatur über Elastographie „rekonstruktive Interpolation“ genannt [16]. Verfahren, die solche rekonstruktive Interpolationen verwenden, sind in der Regel zeitaufwendig.
- Anstatt die Echodaten neu zu interpolieren, gibt es auch Verfahren, die die Autokovarianzfunktion in der Nähe des gefundenen Maximums an eine bestimmte, vorgegebene Autokovarianzfunktion anpassen, sogenannte „Curve-Fitting“ Methoden. Diese Verfahren werten zunächst die Kreuzkovarianzfunktion nur an Vielfachen der Abtastzeit aus und suchen diejenigen beiden Zeitverschiebungen, zwischen denen sich das Maximum befindet. Anschließend wird an die Kreuzkovarianzfunktion in der Umgebung des Maximums eine Parabel [30] oder eine Kosinusfunktionen [24] angepaßt, deren Maximum analytisch bestimmt werden kann. In einem Vergleich [16] erwies sich die Anpassung an eine Kosinusfunktion für die in der Ultraschalldiagnostik üblichen Signale als genauer.

Das für die Flußmessung verwendete Autokorrelationsverfahren wurde in [67] bereits zur Schätzung von Zeitverschiebungen in der Elastographie verwendet. Die Zeitverschiebung wird in diesem Verfahren aus der Phase der Kreuzkovarianzfunktion bei der Verschiebung Null geschätzt:

$$\tau \approx \frac{-1}{\omega_0} \arg \left(c_{U_{1+} U_{2+}}(0) \right) = -\frac{\phi(0)}{\omega_0} \quad (4.5.40)$$

Dieses Verfahren entspricht dem Verfahren der Phasennullstellensuche gemäß (4.5.4), ohne daß eine Iteration durchgeführt wird. Das Autokorrelationsverfahren nähert die Phase der Kreuzkovarianzfunktion in einem großen Bereich durch eine lineare Funktion an, während das Verfahren der Phasennullstellensuche nur davon ausgeht, daß die Ableitung der Phase an der Stelle Null gleich der Schwerpunktsfrequenz ist. Insbesondere für große Zeitverschiebungen ergeben sich daher beim Autokorrelationsverfahren große Ungenauigkeiten. Für große Zeitverschiebungen ergibt sich außerdem das Problem, daß die Phase nicht mehr eindeutig in Zeitverschiebungen umgerechnet werden kann. Dieses Problem wurde allerdings in [67] durch die Verwendung von

Nachbarschaftsbeziehungen und in [22] durch Vorabinformation, die aus einem zweidimensionalen Korrelationsverfahren gewonnen wurden, reduziert.

Die gleiche Approximation verwendet die sogenannte *Correlation-Interpolation-Method* [23,24]. Diese Methode verwendet zur Schätzung von Zeitverschiebungen allerdings die reellwertigen, hochfrequenten Echodaten. Nimmt man einen linearen Verlauf der Phase der Kreuzkovarianzfunktion der analytischen Echosignale an, so ist die Kreuzkovarianzfunktion der hochfrequenten (reellwertigen) Echosignale eine Kosinusfunktion. Die Correlation-Interpolation-Method bestimmt zunächst die Parameter dieser Kosinusfunktion aus drei Punkten der Kreuzkovarianzfunktion der hochfrequenten Echodaten. Diese Punkte liegen in der Nähe des Maximums. Anschließend wird die Maximalstelle der Kosinusfunktion berechnet. Auch diese Methode ist für breitbandige Echosignale ungenau.

4.5.3 Analyse des Verfahrens mittels Simulationen

4.5.3.1 Simulationsmethoden zur Erstellung von hochfrequenten Datensätzen für die Elastographie

Um die Genauigkeit der Phasennullstellensuche im Vergleich zu anderen Verfahren mit Hilfe von Computersimulationen zu ermitteln, müssen Paare hochfrequenter Echosignale $U_{1s}(t)$ und $U_{2s}(t)$ von unkomprimierten und komprimierten Gewebe simuliert werden. Die in dieser Arbeit verwendete Methode simuliert hochfrequente Echosignale von A-Linien mit voll ausgebildetem Speckle, indem die Echos von einer großen Zahl von Streuern gleicher Stärke überlagert werden. Die Echosignale eines jeden Streuers werden bis auf unterschiedliche Laufzeiten als identisch, und zwar gleich $U_s(t)$ angenommen:

$$U_{1s}(t) = \sum_{i=1}^{N_s} U_s(t - \tau_i) \quad (4.5.41)$$

Die Laufzeiten τ_i , die der Schall für den Hin- und Rückweg zwischen Wandler und Streuer benötigt, werden als zufällig und gleichverteilt über einem Zeitintervall $0 < t < T_{\max}$ angenommen. Als Sendesignal $U_s(t)$ wird ein Gauß-Puls angenommen:

$$U_s(t) = U_{s0} e^{-t^2/(2\sigma^2)} \sin(\omega_0 t) \quad (4.5.42)$$

Um den Einfluß von Rauschen auf die Zeitverschiebungs- und Kompressionsschätzung zu untersuchen, wurden die Empfangssignale $U_{1s}(t)$ und $U_{2s}(t)$ mit zueinander und zu den Signalen unkorrelierten Rauschsignalen überlagert. Diese Rauschsignale sind in der Regel deutlich breitbandiger als die Echosignale. Aus diesem Grund werden die Echosignale digital oder auch schon vor der Analog-Digital-Umsetzung so gefiltert, daß nur Signalanteile innerhalb der Bandbreite des Transducers verwendet werden, da diese einen genügend hohen Signal-zu-Störabstand aufweisen. Dies wird in dieser Simulation durch eine Filterung mit Rauschsignalen

überlagerter Signale mit einem Rechteckfilter berücksichtigt. Als Rauschsignal wird weißes Rauschen verwendet. Das gefilterte Rauschsignal hat daher ein Leistungsdichtespektrum von

$$C_{nn}(\omega) = \sigma_N^2 \operatorname{rect}\left(\frac{|\omega| - \omega_0}{\Delta \omega / 2}\right). \quad (4.5.43)$$

Die Signale $U_{1s}(t)$ und $U_{2s}(t)$ haben (für $N_s \rightarrow \infty$) ein Leistungsdichtespektrum von

$$C_{UU}(\omega) = \operatorname{rect}\left(\frac{|\omega| - \omega_0}{\Delta \omega / 2}\right) \sigma_s^2 e^{-(|\omega| - \omega_0)^2 \sigma^2}. \quad (4.5.44)$$

Als Signal-zu-Störabstand der Echodaten wird im folgenden das Verhältnis

$$SNR_E = \frac{\int_0^{\infty} C_{UU}(\omega) d\omega}{\int_0^{\infty} C_{nn}(\omega) d\omega} \quad (4.5.45)$$

bezeichnet. Es wurden Empfangssignale mit einem Signal-zu-Störabstand SNR_E der hochfrequenten Echodaten von 40 dB, 30 dB, 20 dB und 10 dB simuliert. In dieser Arbeit werden zwei verschiedene Arten von Echosignalpaaren $U_{1s}(t)$ und $U_{2s}(t)$ simuliert. Echosignalpaare mit einer konstanten Zeitverschiebung τ_c gemäß Gleichung (4.1.5) können simuliert werden, indem diese Zeitverschiebung bei der Simulation von $U_{2s}(t)$ berücksichtigt wird:

$$U_{2s}(t) = \sum_{i=1}^{N_s} U_s(t - \tau_i - \tau_c) \quad (4.5.46)$$

Nimmt man eine konstante lokale Kompression s_0 des Gewebes bei der Aufnahme des 2. Echosignals gemäß Gleichung (4.1.3) an, so kann diese durch die Gleichung

$$U_{2s}(t) = \sum_{i=1}^{N_s} U_s(t - (1 + s_0) \tau_i) \quad (4.5.47)$$

simuliert werden. Bei einer Computersimulation werden die Signale $U_{1s}(t)$ und $U_{2s}(t)$ durch abgetastete Signale realisiert. Dennoch müssen die Zeitverschiebungen in Gleichung (4.5.41), (4.5.46) und (4.5.47) exakt, und nicht nur diskretisiert durch die verwendete Abtastzeit, umgesetzt werden. Dies ist recheneffizient möglich, indem die Überlagerung der Echosignale der einzelnen Streuer im Frequenzbereich durchgeführt wird:

$$U_{1s}(t) = \operatorname{IFT}\left(\sum_{i=1}^{N_s} e^{-j\omega\tau_i} \operatorname{FT}(U_s(t))\right) \quad (4.5.48)$$

Hierbei bezeichnen FT und IFT Fourier- bzw. die Fourierreücktransformation, die durch die diskrete Fouriertransformation realisiert werden.

Die simulierten Echosignale haben eine Mittenfrequenz von $f_0 = \omega_0/(2\pi)$ von 7,5 MHz. Die Bandbreite wurde zu $\Delta f = \Delta\omega/(2\pi) = 5$ MHz gewählt. Die Echosignale wurden mit einer Abtastfrequenz von 30 MHz erzeugt. Die Konstante σ des Gaußpulses wurde zu 75 ns gewählt. Damit ist die Leistung des Gaußpulses bei 5 MHz und 10 MHz auf $\frac{1}{4}$ der maximalen Leistung (bei 7,5 MHz) abgefallen. Diese Werte sind typische Werte in der Ultraschalldiagnostik.

4.5.3.2 Vergleich der Genauigkeit der Zeitverschiebungsschätzung

Die simulierten hochfrequenten Echodaten wurden für einen Vergleich der Genauigkeiten verschiedener Verfahren zur Zeitverschiebungsschätzung verwendet. In diesen Vergleich wurden die folgenden Verfahren einbezogen:

- Phasennullstellensuche ohne logarithmische Kompression (PNS)
- Phasennullstellensuche mit logarithmischer Kompression (PNSL)
- Kreuzkorrelationsmethode mit rekonstruktiver Interpolation gemäß Gleichung (4.5.23) (KKM)
- Kreuzkorrelationsmethode mit rekonstruktiver Interpolation und logarithmischer Kompression der hochfrequenten Echosignale (KKML)
- Correlation-Interpolation-Method (CIM) [23, 24]

Der Grad der logarithmischen Kompression wurde stets so gewählt, daß das als SNR bezeichnete Verhältnis aus Mittelwert und Standardabweichung der Hüllkurve der Echosignale gemäß Gleichung (2.2.3) durch die logarithmische Kompression auf 3 erhöht wird. Ohne logarithmische Kompression liegt dieser Wert wie in Kapitel 2.2 beschrieben bei 1,91, da voll ausgebildetes Speckle simuliert wurde. Die Ergebnisse der Bestimmung reiner Zeitverschiebungen, die gemäß Gleichung (4.5.46) simuliert wurden, sind in Abbildung 4.5.2 bis Abbildung 4.5.6 dargestellt. Es wurden zufällig gewählte Zeitverschiebungen verwendet, die betragsmäßig kleiner als die Abtastzeit waren, und je 2000 Zeitverschiebungen aus 30 Echosignalpaaren mit je 2048 Abtastwerten bestimmt. Aus diesen Simulationen wurde der mittlere quadratische Fehler (MSE) der Zeitverschiebungsschätzung bestimmt und auf die Schwerpunktsfrequenz der Echosignale f_0 normiert. Für die Zeitverschiebungsschätzung wurden Fensterlängen T_F von 16, 32 und 64 Abtastwerten verwendet. Die Abbildungen zeigen den normierten mittleren quadratischen Fehler

$$\text{NMSE} = \text{MSE} \cdot f_0^2 \quad (4.5.49)$$

der Verfahren PNS, PNSL, KKM, KKML und CIM in dB. Bei der Phasennullstellensuche wurde die Anzahl der Iterationen zunächst so groß gewählt, daß der Einfluß der endlichen Anzahl von Iterationen vernachlässigbar ist. In diesen Abbildungen ist zum Vergleich die in gleicher Weise

normierte Cramer-Rao-Schranke (NCRLB) gemäß Gleichung (4.2.1) dargestellt. Diese Schranke stellt die theoretische untere Grenze des mittleren quadratischen Fehlers dar. In der gewählten Konfiguration erreichen die Verfahren PNS, PNSL und KKM die Cramer-Rao-Schranke annähernd. Der logarithmische Abstand zur Cramer-Rao-Schranke liegt in der Regel bei ca. 1-2 dB. Damit zeigt sich, daß die logarithmische Kompression und die verwendete lineare Interpolation bei der Phasennullstellensuche die Genauigkeit der Zeitverschiebungsschätzung nur unwesentlich beeinflussen. Die Ergebnisse der Verfahren KKM und PNS haben nicht nur die gleiche Varianz, sondern sind auch stark korreliert. Es ergab sich ein Korrelationskoeffizient zwischen den Schätzfehlern beider Verfahren von 0,987. Dies folgt daraus, daß der Betrag der Kreuzkovarianzfunktion der analytischen Signale in der Nähe des Maximums nicht sehr stark schwankt. Daher liegt das Maximum des Realteils der Kreuzkovarianzfunktion der analytischen Echosignale, der bei der Kreuzkorrelationsmethode ausgewertet wird, stets in der Nähe der Phasennullstelle.

Die Verfahren KKML und CIM erreichen die Cramer-Rao-Schranke nicht. Die logarithmische Kompression führt im Verfahren KKML zu so großen Signalverzerrungen, daß bei den betrachteten Fensterlängen und Signal-zu-Störabständen der Echodaten der Schätzfehler fast konstant bleibt. Die Annäherung der Kreuzkovarianzfunktion bei der Correlation-Interpolation-Methode an eine Kosinusfunktion führt bei diesen Verfahren zu Ungenauigkeiten, die die Schwankungen durch additives Rauschen bei weitem übersteigen.

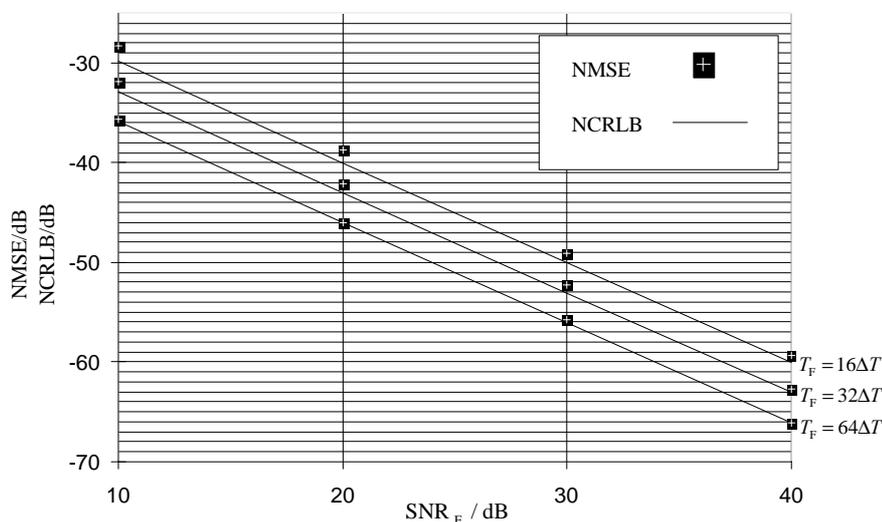


Abbildung 4.5.2: Vergleich des auf die Periodendauer einer Grundschwingung normierten Schätzfehlers reiner Zeitverschiebungsschätzungen mit der Cramer-Rao-Schranke für verschiedene Fensterlängen. Die Schätzung erfolgte mit PNS.

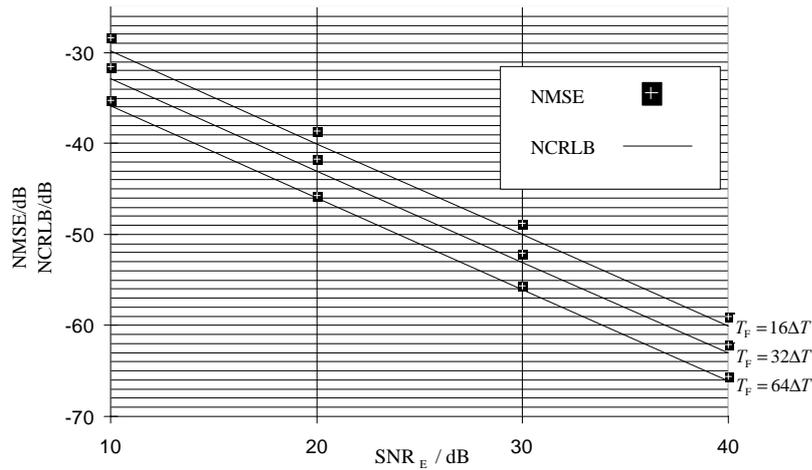


Abbildung 4.5.3: Vergleich des auf die Periodendauer einer Grundschwingung normierten Schätzfehlers reiner Zeitverschiebungsschätzungen mit der Cramer-Rao-Schranke für verschiedene Fensterlängen. Die Schätzung erfolgte mit PNSL.

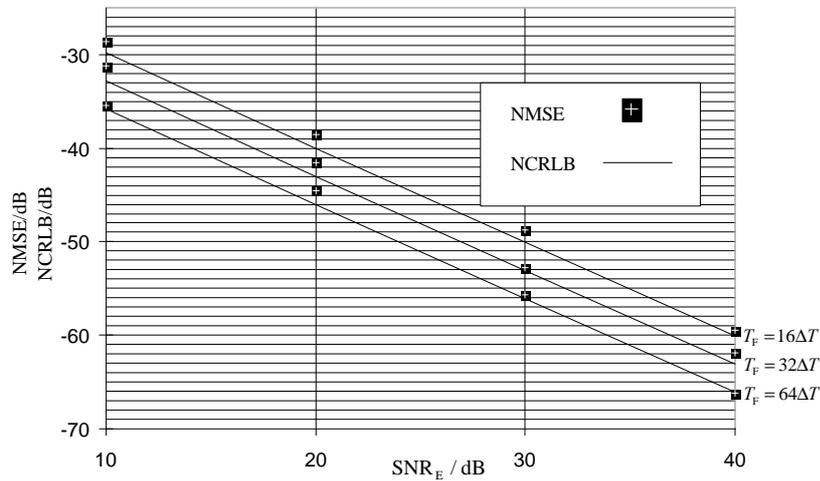


Abbildung 4.5.4: Vergleich des auf die Periodendauer einer Grundschwingung normierten Schätzfehlers reiner Zeitverschiebungsschätzungen mit der Cramer-Rao-Schranke für verschiedene Fensterlängen. Die Schätzung erfolgte mit KKM.

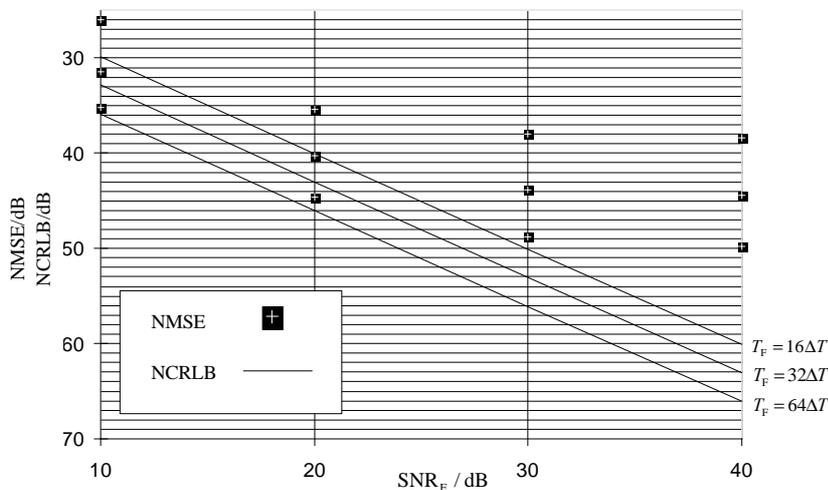


Abbildung 4.5.5: Vergleich des auf die Periodendauer einer Grundschwingung normierten Schätzfehlers reiner Zeitverschiebungsschätzungen mit der Cramer-Rao-Schranke für verschiedene Fensterlängen. Die Schätzung erfolgte mit CIM.

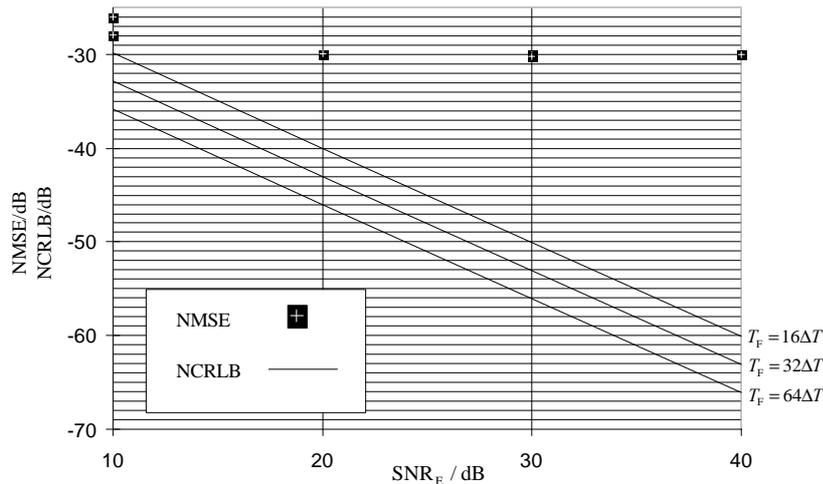


Abbildung 4.5.6: Vergleich des auf die Periodendauer einer Grundschiwingung normierten Schätzfehlers reiner Zeitverschiebungsschätzungen mit der Cramer-Rao-Schranke für verschiedene Fensterlängen. Die Schätzung erfolgte mit KKML. Der Schätzfehler ist näherungsweise von der Fensterlänge T_F unabhängig.

4.5.3.3 Analyse der Genauigkeit der Kompressionsschätzung

Die Analyse der Genauigkeit der Kompressionsschätzung beschränkt sich auf die Verfahren PNS und PNSL, da sich im vorigen Abschnitt gezeigt hat, daß die Verwendung von CIM und KKML zu großen Ungenauigkeiten führt und KKM prinzipiell ähnliche Ergebnisse wie die Phasennullstellen-suche liefert.

Es wurden für alle Simulationen Kompressionsschätzungen aus 20 Echosignalpaaren mit je 2048 Abtastwerten bestimmt. Für den in Kapitel 4.1.4 beschriebenen verallgemeinerten Kleinste-Quadrate-Schätzer muß die Autokovarianzfunktion der Schätzfehler der Zeitverschiebungsschätzung bekannt sein. Diese wurde empirisch anhand von 10 weiteren Echosignalpaaren bestimmt.

Die Echodaten vor und nach einer Kompression des Gewebes wurden gemäß Gleichung (4.5.47) simuliert. Die Ergebnisse der Kompressionsschätzungen sind in Abbildung 4.5.7 bis Abbildung 4.5.10 dargestellt. Bei der Phasennullstellensuche wurde die Anzahl der Iterationen wieder so groß gewählt, daß der Einfluß der endlichen Anzahl von Iterationen vernachlässigbar ist. In diesen Abbildungen ist der mittlere quadratische Fehler der geschätzten Kompression in dB dargestellt (die Kompression ist eine dimensionslose Größe). Der mittlere quadratische Fehler wird mit der Cramer-Rao-Schranke der Kompressionsschätzung gemäß Gleichung (4.2.2) verglichen. Bei der Kompressionsschätzung wurden die Fensterlänge T_F der Zeitverschiebungsschätzung, die Schrittweite T_s zwischen den Zeitpunkten, an denen Zeitverschiebungen berechnet werden und die Anzahl der Zeitverschiebungen N_{FIR} , die zur Berechnung der Dehnung mit Hilfe des verallgemeinerte Kleinste-Quadrate-Schätzers verwendet werden, variiert. Aus diesen Parametern ergibt sich die Gesamtbeobachtungsdauer T_G des Datenfensters, das zur Schätzung der Kompression verwendet wird zu:

$$T_G = T_F + (N_{\text{FIR}} - 1) T_S . \quad (4.5.50)$$

Der Einfluß der gewählten Fensterlänge T_F wird in Abbildung 4.5.7 demonstriert. Die Echodaten wurden hierbei mit einer Kompression von 0,25 % simuliert. In dieser Abbildung sind Fehler der Kompressionsschätzung mit den Verfahren PNS und PNSL dargestellt, die mit einer Gesamtbeobachtungsdauer $T_G = 104$ Abtastwerten erstellt wurden. Die Fensterlängen T_F wurde zwischen 8 und 32 Abtastwerten variiert. Die Anzahl N_{FIR} wurde entsprechend Gleichung (4.5.50) so angepaßt, daß T_G konstant bleibt. Es zeigt sich, daß das Verfahren prinzipiell in der Lage ist, die Kompression so genau zu schätzen, daß der Schätzfehler nur etwa 1-2 dB über der theoretisch möglichen Grenze liegt.

Wird die Fensterlänge T_F groß gewählt, so ergeben sich für hohe Signal-zu-Störabstände SNR_E Schätzfehler bei der Dehnungsberechnung, die deutlich über der Cramer-Rao-Schranke liegen. Dies liegt daran, daß die Annahme einer konstanten Zeitverschiebung innerhalb des Fenster, in dem die Zeitverschiebung berechnet wird, nicht erfüllt ist. Dieser Fehler wurde in Kapitel 4.2.1 ausführlich beschrieben. Dieser Effekt ist deutlich geringer ausgeprägt, wenn die logarithmische Kompression der Basisbanddaten verwendet wird. Es zeigt sich auch hier, daß die Genauigkeit der Kompressionsschätzung durch die logarithmische Kompression im betrachteten Bereich des Signal-zu-Störabstandes der Echodaten allenfalls positiv aber niemals negativ beeinflusst wird.

In Abbildung 4.5.8 wird die Abhängigkeit des Schätzfehlers für Kompressionen von 0,25 % und 1 % in Abhängigkeit der Gesamtbeobachtungsdauer T_G dargestellt und mit der Cramer-Rao-Schranke verglichen. Es wurde eine Fensterlänge von $T_F = 16$ Abtastwerten gewählt. Es zeigt sich, daß der Gesamtfehler die in Gleichung (4.2.2) vorausgesagte Abhängigkeit von der Gesamtbeobachtungsdauer T_G besitzt:

$$\text{MSE}_S \sim \frac{1}{T_G^3} . \quad (4.5.51)$$

In dieser Abbildung wird auch der Einfluß der Kompression untersucht. Es zeigt sich, daß bei 1 % der Schätzfehler um etwa 3 dB gegenüber 0,25 % ansteigt. Daher sollten in der Regel so viele Bilder aufgenommen werden, daß die Kompression zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bildern diesen Wert nicht deutlich überschreitet.

Die bisherigen Ergebnisse wurden mit einer Schrittweite von einem Abtastwert ($T_S = \Delta T$) durchgeführt. Der Einfluß größerer Schrittweiten T_S auf die Genauigkeit der Kompressionsschätzung wird in Abbildung 4.5.9 demonstriert. Bei konstanter Gesamtbeobachtungsdauer T_G von 104 Abtastwerten und konstanter Fensterlängen T_F von 16 Abtastwerten wurden T_S zwischen einem und 18 Abtastwerten variiert und N_{FIR} gemäß Gleichung (4.5.50) angepaßt. Die mittlere Erhöhung des MSE des Verfahrens PNS durch die Schrittweiterehöhung wird in Abbildung 4.5.9 dargestellt. Deutliche Erhöhungen ergeben sich erst, wenn die Schrittweite eine halbe Fensterlänge überschreitet ($T_S < 0,5 T_F$).

In Kapitel 6.2 wird ein System zur Aufnahme und Darstellung von Elastographiebildern in Echtzeit vorgestellt. Dieses System verwendet die Phasennullstellensuche zur Schätzung der lokalen Kompression. In einem solchen System müssen aus Zeitgründen die Anzahl der Iterationen klein und die Schrittweite T_S groß gewählt werden. In weiteren Simulationen wurde der Einfluß von reduzierten Werten für die Anzahl der Iterationen simuliert. Kompressionen wurden mit dem Verfahren PNS geschätzt. In Abbildung 4.5.10 wird der Schätzfehler des Verfahrens für zwei Iterationen ($N_I = 2$) und unterschiedliche Schrittweiten $T_S = \Delta T$, $T_S = 4 \Delta T$, $T_S = 9 \Delta T$, $T_S = 18 \Delta T$ dargestellt. Diese Simulation wurde mit einer Gesamtbeobachtungsdauer $T_G = 148$ Abtastwerten und einer Fensterlänge $T_F = 16$ Abtastwerten durchgeführt. Es wurden Kompressionen von 0,25 %, 0,5 % und 1,0 % gewählt.

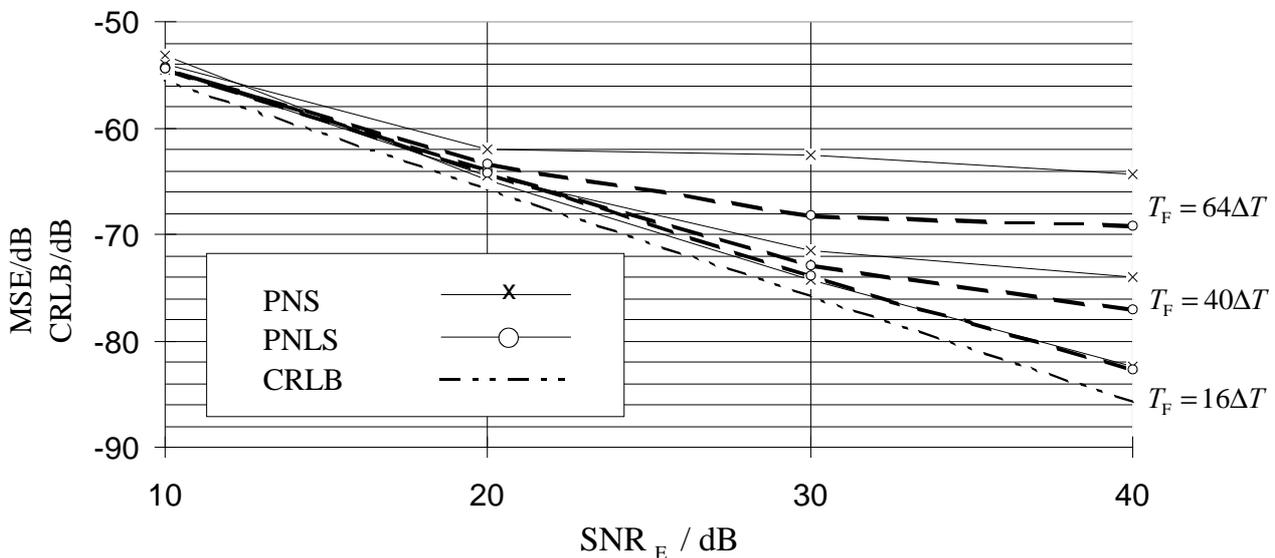


Abbildung 4.5.7: Abhängigkeit des Schätzfehlers der Kompressionsschätzung von der verwendeten Fensterlänge und Vergleich mit der Cramer-Rao-Schranke ($T_G = 104$ Abtastwerte).

$MSE_s(T_G)$ in dB

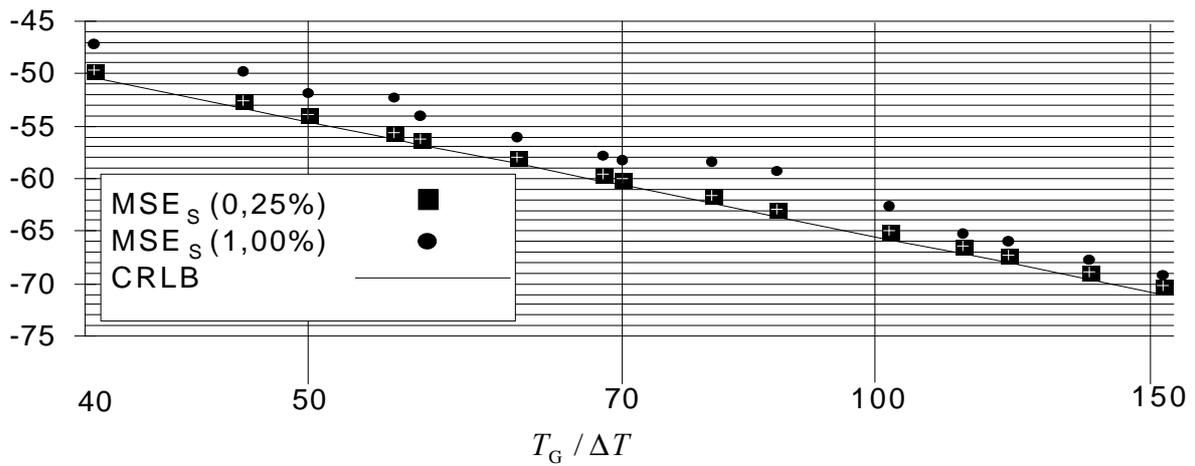


Abbildung 4.5.8: Abhängigkeit des Schätzfehlers der Kompressionsschätzung von der Gesamtbeobachtungsdauer für verschiedene Kompressionen ($SNR_E = 100$).

$MSE_s(T_s)/MSE_s(\Delta T)$ in dB

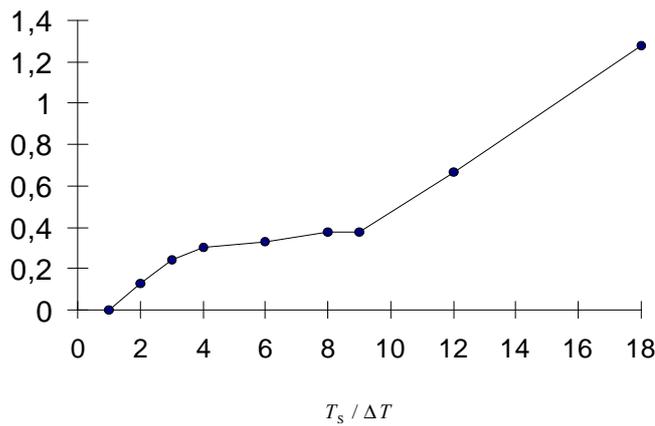


Abbildung 4.5.9: Einfluß der Schrittweite T_s auf den Schätzfehler der Kompressionsschätzung für eine große Anzahl von Iterationen bei der Phasennullstellensuche.

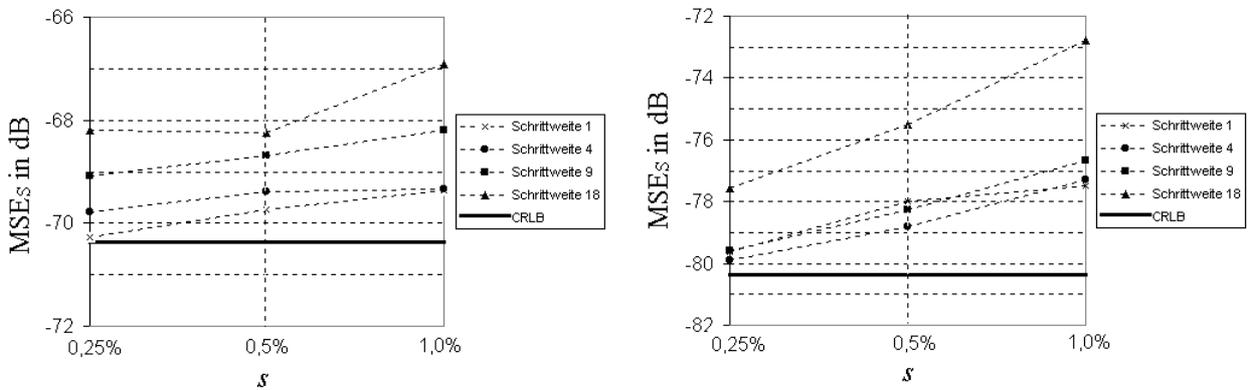


Abbildung 4.5.10: Abhängigkeit des Schätzfehlers der Kompressionsschätzung von der Kompression für begrenzte Schrittweiten $T_s/\Delta T$ und $N_I = 2$ Iterationen für $SNR_E = 20$ dB (links) und $SNR_E = 30$ dB (rechts). Die Fensterlänge beträgt $T_F = 16$ Abtastwerte ($T_G = 148$ Abtastwerte).

4.5.3.4 Korrelation der Schätzfehler in Multikompressionsansätzen

Für die Frage, welches in einem Multikompressionsansatz, wie er in Kapitel 4.3 beschrieben wurde, die optimale Kompression zwischen zwei Kompressionsstufen ist, ist die Korrelation der den einzelnen Kompressionsbildern einer Serie überlagerten Schätzfehler von besonderer Relevanz. In jedem Fall dürfen die Kompressionsstufen nicht zu groß gewählt werden, da die Kompressions-schätzung ansonsten aufgrund transversaler Bewegungsartefakte unbrauchbar wird.

Mit Hilfe einer Simulation soll aber die Frage geklärt werden, ob die Kompressionsschätzung bei zu dichter Wahl der Kompressionsstufen negativ beeinflusst wird. Dies ist theoretisch denkbar, da die Schätzfehler der Kompressionsschätzung für kleine Kompressionen näherungsweise unabhängig von der Kompression sind, sowie auch die Cramer-Rao-Schranke in Gleichung (4.2.2) von der Kompression unabhängig ist. Durch Verwendung einer Vielzahl von Einzelkompressions-schätzungen, die addiert werden, kann sich der Schätzfehler gegenüber der Schätzung aus nur zwei Bildern dadurch erhöhen, daß sich die Fehler der Einzelkompressionsschätzungen aufsummieren. Wären die Schätzfehler der N_s summierten Einzelkompressionsschätzungen unkorreliert, so würde die Gesamtkompression um den Faktor $\sqrt{N_s}$ größer sein als die Varianz mit der Einzelkompressionsschätzungen.

Das Problem wird in Abbildung 4.5.11 skizziert. In dieser Abbildung ist zur Erläuterung des Problems die Kompression der elliptischen Läsion übertrieben dargestellt. Die Kompression kann auf zwei Arten berechnet werden, durch Vergleich der Bilder 1 und 5 oder durch Vergleich von 1 und 2; 2 und 3; 3 und 4; 4 und 5 mit anschließender Addition der Einzelkompressionsbilder.

Dieser Fall wurde mit Hilfe einer Simulation nachgestellt: Es wurden 30 A-Linien mit je 2048 Abtastwerten simuliert. Zu diesen A-Linien wurden jeweils 4 weitere A-Linien derart simuliert, daß die angenommene Gewebekompression zwischen je zwei A-Linien 0,0005 % beträgt. Die Gesamtkompression beträgt also 0,002 %. Zum Vergleich wurde zunächst die Kompression unter Benutzung aller A-Linien berechnet. Anschließend wurde die Kompression aus nur zwei A-Linien (der ersten und der letzten A-Linie) berechnet. Die gleiche Simulation wurde mit Signal-zu-Störabständen der Echodaten SNR_E von 100 und 1000 (20 dB und 30 dB) durchgeführt. Für die Schätzung der Zeitverschiebungen wurden Fensterlängen T_F von 16 Abtastwerten gewählt.

Es zeigte sich, daß die Schätzfehler der Zeitverschiebungsschätzungen in beiden Fällen, also Berechnung von 4 Einzelkompressionsbildern mit anschließender Addition und Berechnung eines einzigen Kompressionsbildes mit entsprechend größerer Kompression, nahezu identisch sind. Der Korrelationskoeffizient der Schätzfehler der Zeitverschiebungsschätzung lag - bei nahezu gleicher Varianz - bei 0,97. Damit zeigt sich, daß bei Benutzung von Zwischenbildern bei der Kompressionsschätzung für kleine Kompressionen nicht nur die Varianz des Schätzfehler gleich bleibt, sondern der Schätzfehler selbst fast identisch ist wie bei einer Schätzung der Kompression

ohne die Verwendung von Zwischenbildern. Da dadurch gezeigt wurde, daß der Schätzfehler durch die Verwendung von Zwischenbildern nicht erhöht werden kann, ist es sinnvoll, möglichst viele Zwischenbilder zur Berechnung von Kompressionsschätzung zu verwenden, um Schätzfehler aufgrund transversaler Bewegungen klein zu halten.

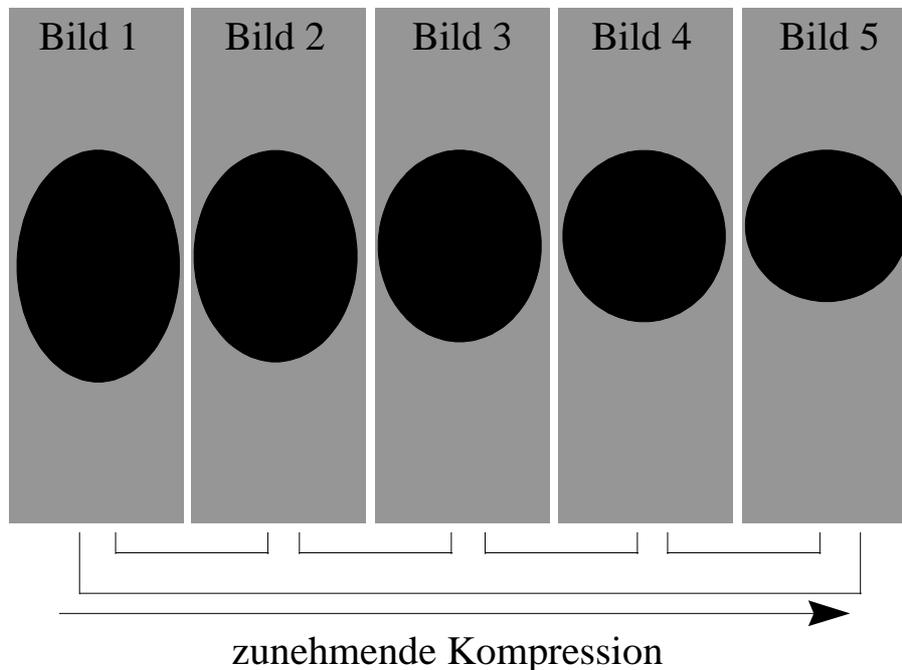


Abbildung 4.5.11: 5 Bilder einer Multikompressionsserie. Die Kompression kann durch Vergleich des 1. mit dem 5. Bild berechnet werden oder aber durch die Berechnung von vier Kompressionsbildern aus jeweils aufeinanderfolgenden Bildern und anschließender Addition aller Kompressionsbilder.

4.5.3.5 Vergleich der Rechenkomplexität

Den bei weitem größten Teil der Rechenzeit in allen Verfahren beansprucht die Berechnung von Kreuzkovarianzfunktionen und die Interpolation der Daten. Die Phasennullstellensuche benötigt dafür in jeder Iteration für jeden Abtastwert je 2 Multiplikationen einer reellen Zahl mit einer komplexen Zahl, eine Multiplikation zweier komplexer Zahlen und eine Addition zweier komplexer Zahlen. Dies ergibt

$$N_{\text{PNS}} = 14 \cdot \frac{T_{\text{F}}}{\Delta T} \quad (4.5.52)$$

Rechenoperationen.

Bei der Kreuzkorrelationsmethode müssen die Echodaten rekonstruktiv interpoliert werden. Dies kann nicht mittels linearer Interpolation durchgeführt werden, da hochfrequente und nicht ins Basisband transformierte Echodaten verwendet werden. Die Ordnung des Interpolators muß

mindestens 8 betragen [16] und kann mit Hilfe eines FIR-Filters realisiert werden [92]. Dadurch ergeben sich

$$N_{\text{KKM}} = 18 \cdot \frac{T_F}{\Delta T} \quad (4.5.53)$$

Rechenoperationen für eine Berechnung der Kreuzkovarianzfunktion. Damit benötigt die Berechnung der reellwertigen Kreuzkovarianzfunktion ähnlich viele Rechenoperationen wie die Berechnung der komplexen Kreuzkovarianzfunktion.

In [16] wird ein Verfahren beschrieben, welches das Maximum der Kreuzkovarianzfunktion durch eine Einschachtelung bestimmt. Die Anwendbarkeit dieses Verfahren in der Elastographie wurde allerdings bisher nicht validiert. Um eine Genauigkeiten bei der Zeitverschiebungsschätzung von etwa $0,004/f_0$ zu erzielen, muß die Kreuzkovarianzfunktion mindestens 10 mal ausgewertet werden. Die Simulationen in Kapitel 4.5.3.3 haben gezeigt, daß für die Phasennullstellensuche $N_1 = 2$ Iterationen, und damit zwei Auswertungen der Kreuzkovarianzfunktion, in der Regel ausreichen. Damit erweist sich die Phasennullstellensuche als erheblich schneller.

4.5.4 Reduktion des Einflusses lateraler Verschiebungen

Der Einfluß transversaler Bewegungsartefakte, die in Kapitel 4.2.2 beschrieben wurden, auf die Genauigkeit der Kompressionsschätzung kann reduziert werden, indem Bewegungen des Gewebes transversal zur Schallausbreitungsrichtung aus den Ultraschallechodaten geschätzt und kompensiert werden. Auf diese Weise wird das Dekorrelationsrauschen reduziert. Ansätze dazu finden sich in der Literatur zahlreich [19, 52, 47]. Diese Verfahren sind häufig zeitaufwendig. Das Standardverfahren, „Block-Matching“ genannt, [67] ist eine zweidimensionale Erweiterung der Kreuzkorrelationsmethode: Die Kreuzkovarianzfunktion wird in Fenstern geschätzt, die zweidimensional ausgedehnt sind, also mehrere A-Linien umfassen. Es wird nicht nur die Abhängigkeit der Kreuzkovarianzfunktion von der axialen Verschiebung, sondern auch von der lateralen Verschiebung der A-Linien betrachtet. Durch Bestimmung der lateralen und axialen Verschiebung, die diese Kreuzkovarianzfunktion maximiert, kann die laterale Verschiebung des betrachteten Gewebereiches bestimmt werden. Aufgrund des zweidimensionalen Raumes, in dem Verschiebungen gesucht werden müssen, und der zur Berechnung der Kreuzkovarianzfunktion verwendeten zweidimensional ausgedehnten Fenster ist diese Verschiebungsberechnung gegenüber der reinen axialen Verschiebungsberechnung deutlich zeitaufwendiger.

In diesem Kapitel wird das Verfahren der Phasennullstellensuche so erweitert, daß auch laterale Verschiebungsanteile bestimmt werden können. Dieses Verfahren wird *erweiterte Phasennullstellensuche* genannt. Das erweiterte Verfahren verwendet wie die Phasennullstellensuche Basisbanddaten zur Berechnung der Kreuzkovarianzfunktion der analytischen Echodaten. Diese Basisbanddaten werden in diesem Unterkapitel mit $U_{1b}(t, l)$ und $U_{2b}(t, l)$ bezeichnet. Der Index l bezeichnet hierbei die Nummer der A-Linie. Ziel des Verfahrens ist die Bestimmung von axialen

Verschiebungen $\tau_{k,l}$ und lateralen Verschiebungen $\Delta l_{k,l}$ der Echosignale in A-Linie l zur Zeit $t_k = k T_s$.

Die erweiterte Phasennullstellensuche bestimmt zunächst für alle (k, l) sowie verschiedene laterale Verschiebungen Δl die Zeitverschiebungen zwischen zwei zeitlichen Intervallen zweier Echosignale $U_{1b}(t, l)$ und $U_{2b}(t, l+\Delta l)$. Für die Bestimmung dieser Zeitverschiebung kann die Phasennullstellensuche gemäß Gleichung (4.5.34) verwendet werden. Auf diese Weise ergibt sich eine Zeitverschiebung $\tau_{k,l,\Delta l}$. Außerdem wird, als Maß der Ähnlichkeit der A-Linien l und $l+\Delta l$, die Kreuzkovarianzfunktion an der gefundenen Nullstelle der Phase bestimmt:

$$c_{k,l,\Delta l} = \sum_{n=0}^{T_F/l\Delta T} \tilde{U}_{1b} \left(kT_s + n\Delta T + \frac{\tau_{k,l,\Delta l}}{2} \right) \tilde{U}_{2b}^* \left(kT_s + n\Delta T - \frac{\tau_{k,l,\Delta l}}{2} \right) \quad (4.5.54)$$

Dieser mit $c_{k,l,\Delta l}$ bezeichnete Wert entspricht dem Wert innerhalb der „arg“-Funktion in der letzten Iteration in Gleichung (4.5.34). Da die Phasennullstelle $\tau_{k,l,\Delta l}$ gleichzeitig die Maximalstelle der Kreuzkovarianzfunktion ist, wurde auf diese Weise die Maximalstelle $\tau_{k,l,\Delta l}$ und gleichzeitig das Maximum $c_{k,l,\Delta l}$ der Kreuzkovarianzfunktion in axialer Richtung, bei einem lateralen Versatz der A-Linien von Δl , bestimmt. Zur Bestimmung der lateralen Verschiebung $\Delta l_{k,l}$ werden die berechneten $c_{k,l,\Delta l}$ anschließend in lateraler Richtung gemittelt:

$$\bar{c}_{k,l,\Delta l} = \sum_{n=-N_L/2}^{N_L/2} c_{k,l+n,\Delta l} \quad (4.5.55)$$

Anschließend wird die laterale Verschiebung $\Delta l_{k,l}$ durch eine Maximumsuche bestimmt:

$$\Delta l_{k,l} = \operatorname{argmax}_{\Delta l} \bar{c}_{k,l,\Delta l} \quad (4.5.56)$$

Die axiale Zeitverschiebung $\tau_{k,l}$ wird durch

$$\tau_{k,l} = \tau_{k,l,\Delta l_{k,l}} \quad (4.5.57)$$

bestimmt. Das hier vorgestellte Verfahren besitzt Ähnlichkeiten zum häufig verwendeten „Block-Matching“-Verfahren. Statt allerdings die Kreuzkovarianzfunktion unter Verwendung zweidimensionaler Datenfenster zu berechnen und sowohl in axialer Richtung als auch in lateraler Richtung ein Maximum zu suchen, wurden die Maxima in axialer Richtung unter Verwendung der Phasennullstellensuche bestimmt. Dieses Verfahren verwendet eindimensionale Fenster. Anstelle der Verwendung zweidimensionaler Fenster zur Bestimmung der Kreuzkovarianzfunktion erfolgt eine Mittelung der durch die Phasennullstellensuche bestimmten Maxima $c_{k,l,\Delta l}$ in Gleichung (4.5.55). Je nachdem, wie dicht zwei aufeinanderfolgende A-Linien örtlich zusammenliegen, kann es sinnvoll sein, auch laterale Verschiebungen zu korrigieren, die geringer als eine A-Linie sind. Dafür müssen zunächst laterale Verschiebungen genauer als mit einer

Auflösung einer A-Linie geschätzt werden. Dies ist möglich, indem alternativ zu einer Maximierung gemäß Gleichung (4.5.56) ähnlich der Correlation-Interpolation-Methode $\bar{c}_{k,l,\Delta l}$ in der Nähe der Maximalstelle $\Delta l_{k,l}$ durch ein Polynom dritter Ordnung interpoliert wird und dessen Maximum bestimmt wird (Abbildung 4.5.12). Für die Bestimmung der Polynomkoeffizienten werden die vier größten Werte von $\bar{c}_{k,l,\Delta l}$ bei ganzzahligen Δl verwendet. Ein ähnliches Vorgehen wurde für die Bestimmung lateraler Verschiebungen bereits in [32] vorgeschlagen. Nachdem in dieser Weise laterale Verschiebungen $\Delta l_{k,l}$ bestimmt wurden, werden diese Verschiebungen in den Basisbanddaten korrigiert. Dazu wird $U_{2b}(t, l)$ lokal entsprechend der lateralen Verschiebungen verschoben:

$$\tilde{U}_{2b}(t, l) = U_{2b}(t, l + \Delta l_{[t/T_S], l}) \quad . \quad (4.5.58)$$

Eine Verschiebung um eine nicht ganzzahlige Anzahl von A-Linien erfolgt mit Hilfe einer linearen Interpolation. Die korrigierten Echodaten werden anschließend dazu verwendet, die axiale Verschiebung mit Hilfe der Phasennullstellensuche zu bestimmen.

In Kapitel 7.4.1.1 wird anhand von Phantomexperimenten gezeigt, daß dieses Verfahren die Genauigkeit der Verschiebungsschätzung erhöht.

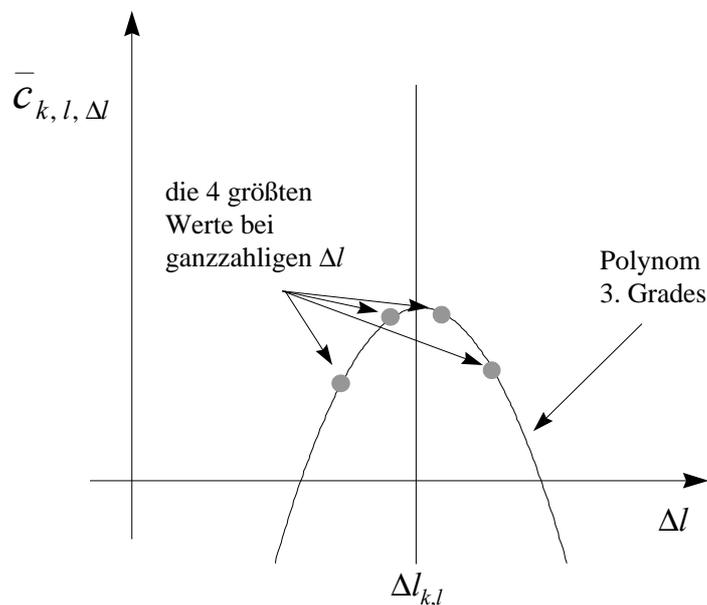


Abbildung 4.5.12: Genaue Bestimmung des Maximums der Kreuzkovarianzfunktion in lateraler Richtung durch Anpassung an ein Polynom 3. Grades.

4.6 Diskussion der Ergebnisse

Die in Kapitel 4.5.3 durchgeführten Simulationen zeigen, daß das in der Elastographie gewählte Verfahren der Kompressionsschätzung durch Schätzung von Zeitverschiebungen sinnvoll ist, wenn die Parameter (Gesamtkompression des Gewebes, Fensterlänge etc.) geeignet gewählt werden. Die Schätzung der Kompression aus Zeitverschiebungen sollte mit einem verallgemeinerten Kleinste-Quadrate-Schätzer durchgeführt werden. Das gewählte Verfahren ist deshalb sinnvoll, da die theoretische untere Schranke für die Varianz der Kompressionsschätzung bei entsprechender Wahl der Parameter fast erreicht wird. Somit ist eine deutliche Verbesserung der Genauigkeit der Kompressionsschätzung durch Einsatz anderer Schätzer nicht zu erwarten.

Es hat sich weiterhin gezeigt, daß das in diesem Kapitel vorgestellte neue Verfahren zur Zeitverschiebungsschätzung, die Phasennullstellensuche, mit breitbandigen Signalen deutlich weniger rechenaufwendig ist als die von anderen Autoren verwendete Kreuzkorrelationsmethode. Die Phasennullstellensuche erreicht in Simulationen reiner Zeitverschiebungsschätzungen - mit für Ultraschallabbildungssystem üblichen Signalen - fast die Cramer-Rao-Schranke. Im Gegensatz dazu haben die Simulationen gezeigt, daß ein anderes schnelles Verfahren, die Correlation-Interpolation-Methode diese Schranke nicht erreicht. Der Geschwindigkeitsgewinn geht dort zu Lasten der Genauigkeit.

Der Wahl der Parameter kommt eine besondere Bedeutung zu: die Simulationen haben gezeigt, daß es bei gegebener Gesamtbeobachtungsdauer T_G zur Schätzung der Kompression sinnvoll ist, die Fensterlänge T_F zur Verschiebungsschätzung möglichst gering zu wählen, hingegen die Anzahl N_{FIR} der zur Kompressionsschätzung mittels des verallgemeinerten Kleinste-Quadrate-Schätzers verwendeten Verschiebungsschätzungen groß zu wählen. Aus dieser Forderung folgt auch, daß es in der Regel nicht sinnvoll ist, die Kompression nur als Differenz zweier aufeinanderfolgender Verschiebungsschätzungen zu berechnen. Die Simulationen ergaben, daß Fensterlängen von 16 bis höchstens 40 Abtastwerten (bei einem Verhältnis von Abtastfrequenz zu Mittenfrequenz der Ultraschallsignale von 4:1) sinnvoll sind.

Die Verwendung geringer Fensterlängen zur Verschiebungsschätzung birgt allerdings die Gefahr, daß Schätzfehler größer als eine halbe Periodendauer bezogen auf die Mittenfrequenz f_0 der Echosignale auftreten. Das kann in dem iterativen Verfahren dazu führen, daß die Zeitverschiebung im folgenden um eine ganze Periodendauer falsch geschätzt wird, sich also fortpflanzt. Solche Fehler werden „False-Peak-Detection“ Fehler oder „Aliasing“ genannt und treten in ähnlicher Weise auch bei der Kreuzkorrelationsmethode auf. Das Auftreten dieser Fehler führt in der Regel dazu, daß die Kompressionsschätzung im gesamten Bereich der A-Linie nach Auftreten dieses Fehlers unbrauchbar ist. Die in diesem Kapitel vorgestellte logarithmische Kompression ermöglicht es, den ungünstigen Einfluß größerer Fensterlängen T_F zur Verschiebungsschätzung auf die Genauigkeit der Verschiebungsschätzung zu reduzieren. In diesem Zusammenhang kann es gegebenenfalls sinnvoll sein, Verfahren einzusetzen, die die Kompression durch adaptive Dehnung der Signale schätzen [1, 77]. Diese Verfahren verwenden zur Schätzung der

Kreuzkovarianzfunktionen stets die Gesamtbeobachtungsdauer T_G . Schätzfehler, wie sie bei zu großer Wahl der Fensterlängen bei der Zeitverschiebungsschätzung vorkommen, treten bei diesen Verfahren nicht auf. Durch die große zeitliche Länge der Fenster bei der Schätzung der Kreuzkovarianzfunktion treten in diesen Verfahren gegebenenfalls keine Fehler durch Aliasing auf. Es sei allerdings darauf hingewiesen, daß diese Verfahren äußerst zeitaufwendig sind und die Genauigkeit der Kompressionsschätzung theoretisch nicht erheblich steigern können.

Der durch die Cramer-Rao-Schranke der Kompressionsschätzung in Gleichung (4.2.2) angegebene Term ist unabhängig von der gewählten Kompression. Dies kann zu dem Schluß führen, die Kompression möglichst groß zu wählen, um dadurch den Signal-zu-Störabstand der Kompressionsschätzung zu steigern, und zwar proportional zur gewählten Kompression. Abgesehen davon, daß dies nur begrenzt möglich ist (um z. B. Verletzungen des Gewebes zu vermeiden) und auch nicht immer sinnvoll ist, da das Gewebe teilweise nichtlinear auf Kompressionen reagiert [28], kann dies in der Praxis auch zu erheblichen Schätzfehlern führen. Einerseits wurde in Simulationen gezeigt, daß der Schätzfehler der Kompressionsschätzung in der Praxis bei Kompressionen um 1,0 % gegenüber Kompression von 0,25 % deutlich ansteigt. Andererseits werden bei größeren Kompressionen die transversalen Bewegungsartefakte so erheblich, daß sich sogar eine Verringerung des Signal-zu-Störabstandes der Kompressionsschätzung ergibt.

Im Gegensatz dazu ist es sinnvoll, größere Kompressionen des Gewebes durch Aufnahme von Zwischenbildern zu verfolgen. Die Gesamtkompression kann dabei groß gewählt werden, die Kompression zwischen der Aufnahme zweier Einzelbilder sollte allerdings so klein gewählt werden, daß transversale Bewegungsartefakte und Schätzfehler aufgrund axialer Kompression des Gewebes vernachlässigbar sind. Die Gesamtkompression kann durch Addition der errechneten Kompression der Einzelbilder errechnet werden. Simulationen in Kapitel 4.5.3.4 haben gezeigt, daß sich Schätzfehler der Kompressionsschätzung aufgrund von Rauschen, das den Zwischenbildern überlagert ist, gegenseitig aufheben. Dieser Weg der Vermeidung transversaler Bewegungsartefakte in der Elastographie ist der effektivste und eleganteste, wenngleich er technisch, aufgrund der hohen anfallenden Datenmengen häufig zu aufwendig ist. In diesem Fall können zumindest die lateralen Bewegungsartefakte durch Verfahren, wie sie in Kapitel 4.5.4 vorgestellt wurden, kompensiert werden. Das dort vorgestellte Verfahren hat den Vorteil, besonders recheneffizient zu sein.

5 Ein multidirektionales Aufnahmesystem für die Abbildung des menschlichen Rückens

5.1 Anforderungen an den Meßplatz

Sollen die in Kapitel 3 vorgestellten quantitativen Abbildungsverfahren angewendet werden, so sind bestimmte Anforderungen an das Datenaufnahmesystem zu stellen.

Um die Belastung der Patientinnen und Patienten mit teilweise gravierenden Rückenbeschwerden möglichst gering zu halten, sollte die Untersuchung nicht länger als wenige (1 - 3) Minuten dauern und im Liegen durchgeführt werden.

Zur Aufnahme multidirektionaler Echodaten muß der Wandler mechanisch in lateraler Richtung verfahren werden. Da die interessierende Schnittbildebene, in der sich Vernarbungen befinden, von außen nicht genau zu erkennen ist und aufgrund der fehlenden Echtzeitfähigkeit nicht gesucht werden kann, muß der Wandler zusätzlich noch in Elevationsrichtung verfahrbar sein. Für eine möglichst gute Auflösung der multidirektionalen Abbildungsverfahren muß gewährleistet sein, daß die genaue örtliche Herkunft sämtlicher Echosignale bekannt ist. Daher sollte die laterale Positioniergenauigkeit des mechanischen Systems so hoch sein, daß die Positionierungsfehler gegenüber der lateralen Auflösung des B-Bildsystems vernachlässigbar klein sind. Des Weiteren müssen die geometrischen Kenndaten des Sektor-Scanners bekannt sein. Die unvermeidbaren (vorwiegend axialen) Bewegungen des Patienten durch Atmung müssen durch rechnerische Verfahren detektiert und korrigiert werden. Eine weitere praktische Anforderung stellt die ausreichende Ankopplung des Ultraschallwandlers während der transversalen Bewegung dar.

Die vorgestellten Abbildungsverfahren erfordern die Aufnahme hochfrequenter Echodaten. Die sich daraus ergebenden Anforderungen und mögliche Lösungen wurden in [106] und [93] ausführlich diskutiert. Für die meisten quantitativen Abbildungsverfahren müssen die hochfrequenten Echodaten beugungs- und dämpfungskorrigiert vorliegen. Diese Korrekturen wurden in Kapitel 3.2 bereits beschrieben.

5.2 Beschreibung des Meßsystems

Abbildung 5.2.1 zeigt die wichtigsten Komponenten des multidirektionalen Aufnahmesystems. Das Aufnahmesystem verwendet ein konventionelles Ultraschallgerät (Sonoline SL-2 der Firma Siemens). Für die Aufnahme wird ein mechanischer Einzelwandler im Sektorscanbetrieb verwendet (Mittelfrequenz 5 MHz). Wenngleich in heutigen Systemen zur Muskelsonographie vorwiegend lineare Schallköpfe verwendet werden [56], ist die Notwendigkeit der Verwendung eines Sektorschallkopfes dadurch gegeben, daß nur auf diese Weise multidirektionale Echodaten bei

linearer lateraler Aperturbewegung erzielt werden können. Der Ultraschallwandler wird durch einen Schrittmotor linear in lateraler und elevationaler Richtung über den Rücken des Patienten bewegt. Dabei werden die hochfrequenten Echodaten (HF-Daten) mehrerer lateral versetzter B-Bilder der gleichen Schnittebene aufgenommen. Durch die Beweglichkeit des Schallwandlers in zwei Dimensionen ist das Aufnahmesystem in der Lage, multidirektionale Echodaten mehrerer paralleler Schnittebenen aufzunehmen. Während einer Aufnahme werden 8 Schnittebenen mit je 11 Einzelbildern aufgenommen. Die einzelnen Aufnahmepositionen werden, wie in Abbildung 5.2.2 erläutert, meanderförmig angesteuert. Durch diese Art, die gewünschten Aufnahmepositionen anzusteuern, werden Bewegungsartefakte, die die Auflösung beeinflussen, gering gehalten, da alle Bilder einer Schnittebene direkt hintereinander angesteuert werden. Durch die meanderförmige Aufnahme wird der Gesamtweg klein und damit die Aufnahmezeit kurz.

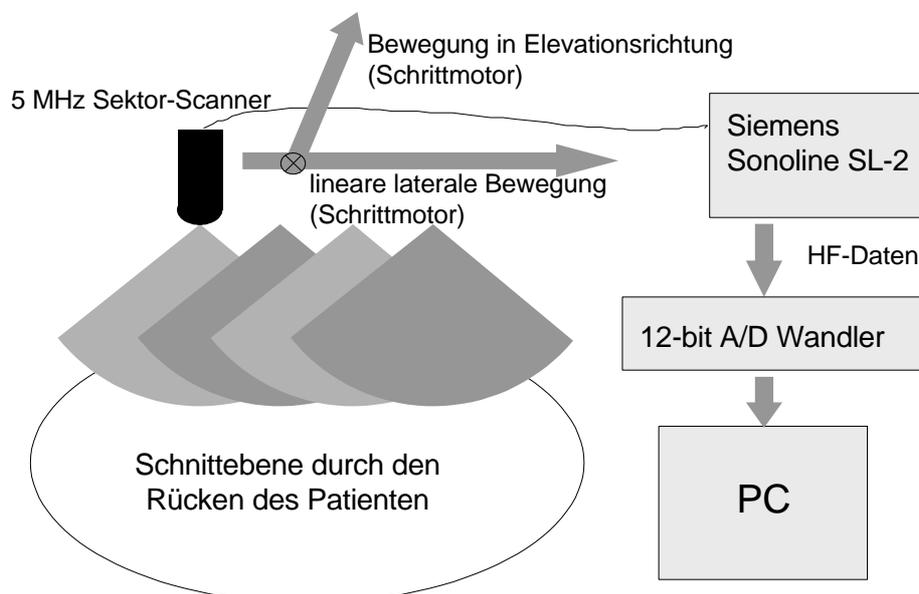


Abbildung 5.2.1: Ultraschallsystem zur Aufnahme multidirektionaler Echodaten

Die Datenaufnahme erfolgt mit einer 12-bit-AD-Wandlerkarte der Firma Spectrum, welche die HF-Daten vor der Verstärkung durch den zeitabhängigen Verstärker TGC („Time Gain Control“) abtastet. Aufgrund des hohen Dynamikbereiches der AD-Wandlerkarte kann auf einen TGC verzichtet werden [93,106]. Dies hat den Vorteil, daß die z. T. unbekannt und nichtlinearen Eigenschaften eines solchen Verstärkers die Signale nicht beeinflussen. Nach der Datenaufnahme werden die hochfrequenten Echodaten auf der Festplatte des PC gespeichert. Zur Reduktion der Datenmenge wird dabei zum Teil ein Komprimierungsverfahren eingesetzt, welches ohne Informationsverluste arbeitet [76].

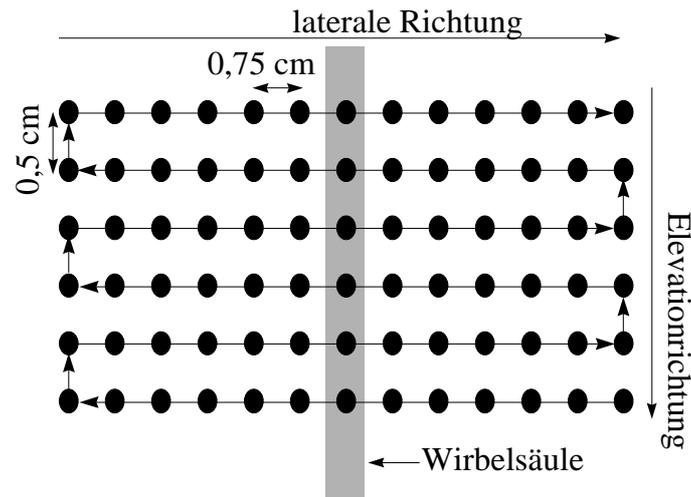


Abbildung 5.2.2: Transducerpositionen, die vom Wandler durch den X-Y-Tisch angefahren werden. Das Bild zeigt eine Aufsicht auf den Rücken.

5.3 Ankopplung

Während der gesamten Aufnahme muß sich zur Ankopplung des Wandlers an den Rücken ein Medium mit ähnlicher akustischer Impedanz wie biologisches Gewebe zwischen Wandler und Rücken befinden. In der Regel wird hierfür ein spezielles Gel verwendet. Aufgrund der nicht ebenen Form des Rückens wird der Abstand zwischen Rücken und Wandler für einige Wandlerpositionen recht groß (etwa 1 cm), so daß große Mengen Gel nötig wären. Die Handhabung dieser Mengen Gel wäre unmöglich, da das Gel während der Aufnahme wegfließen würde. Auch die Verwendung einer kommerziell erhältlichen Vorlaufstrecke aus einem speziellen Kunststoff erwies sich als nicht brauchbar, da die akustische Anpassung an den Körper schlecht war und es zu Artefakten im Ultraschallbild in Form von Mehrfachechos kam. Zusätzlich wurde der Schall noch stark gedämpft.

Zur Ankopplung wird daher ein Styroporrahmen verwendet (Abbildung 5.3.1), der in seiner Form gut an die Form des Rückens im Bereich der unteren Lendenwirbel angepaßt ist. Die Haut über dem zu beschallenden Teil des Rückens wird mit etwas Gel bestrichen. Anschließend wird eine Folie (sehr dünne Frischhaltefolie) in den Styroporrahmen gespannt, blasenfrei an das Gel angepreßt und an den Rändern am Rahmen befestigt. Das dadurch entstehende Becken wird mit Wasser gefüllt. In diesem Wasserbad bewegt sich der Wandler während der Aufnahme.

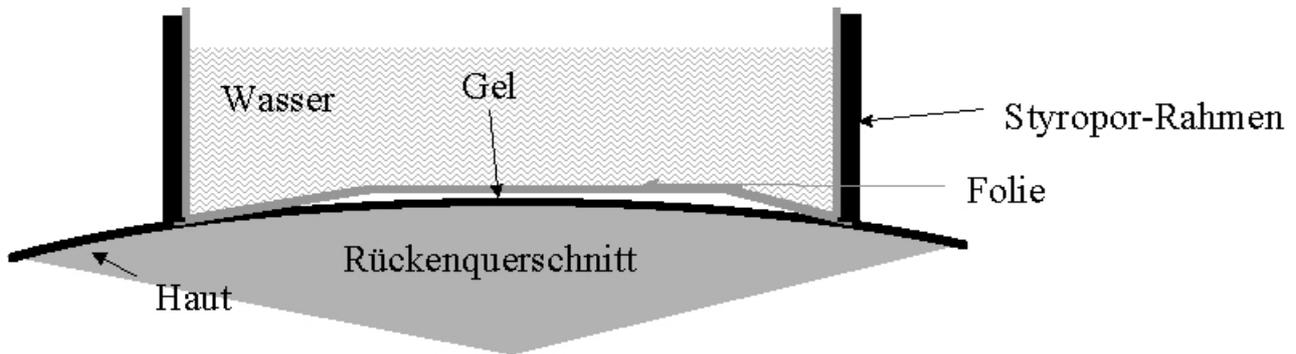


Abbildung 5.3.1: Ankopplung des durch den X-Y-Tisch (s. Abbildung 5.2.2) bewegten Ultraschallwandlers an den Rücken durch ein Wasserbad.

5.4 Geometrische Genauigkeit des Systems

Die Auflösung des Compoundingbild hängt einerseits von der durch die Beugungsphysik bestimmten Auflösung der verwendeten B-Bilder ab. Andererseits bestimmt aber auch die geometrische Genauigkeit der Überlagerung die Auflösung der Bilder. Mit *geometrischer Genauigkeit* soll im folgenden die Genauigkeit bezeichnet werden, mit der die örtliche Herkunft eines bestimmten Bereiches der multidirektionalen Echodaten bekannt ist. Diese Genauigkeit hängt in dem verwendeten System ab von:

1. der exakten Kenntnis der Bewegung des Wandlers während des Scanvorgangs des mechanischen Wandlers und des Schrittmotors.
2. Bewegungsartefakten während der Aufnahme, insbesondere hervorgerufen durch die Atmung.
3. der genauen Kenntnis und der Homogenität der Phasengeschwindigkeit.

Punkt 3 wird in dieser Arbeit vernachlässigt. Bei der URCT handelt es sich um ein inkohärentes Verfahren. Es gibt umfangreiche Untersuchungen über den Einfluß inhomogener Schallgeschwindigkeiten in biologischem Gewebe auf Ultraschallabbildungssysteme [54, 73, 51]. Diese Einflüsse sind in der Regel so gering, daß sie nur für kohärente Überlagerungen von Echosignalen, wie etwa durch einen elektronischen Beamformer, eine signifikante Rolle spielen. In den folgenden Unterkapiteln 5.4.2 und 5.4.1 wird auf die Punkte 1. und 2. eingegangen.

5.4.1 Kalibrierung des mechanischen Systems

Die Bewegung des Einzelementwandlers durch den Schrittmotor kann als exakt bekannt vorausgesetzt werden. Die Repositionierungsgenauigkeit des im X-Y-Tisch verwendeten Linearvorschubs ist verglichen mit der Wellenlänge der verwendeten Ultraschall hoch, der Repositionierungsfehler

liegt unter $10\ \mu\text{m}$. Die Unbekannten der Sektorgeometrie können durch ein Kalibrierungsverfahren gefunden werden. Diese sind (Abbildung 5.4.1):

- der Winkel φ_0 der ersten A-Linie
- der Winkel $\Delta\varphi$ zwischen den A-Linien
- der Abstand r_0 zwischen dem Mittelpunkt der Apertur des Schallwandlers und dem Mittelpunkt des Sektors.

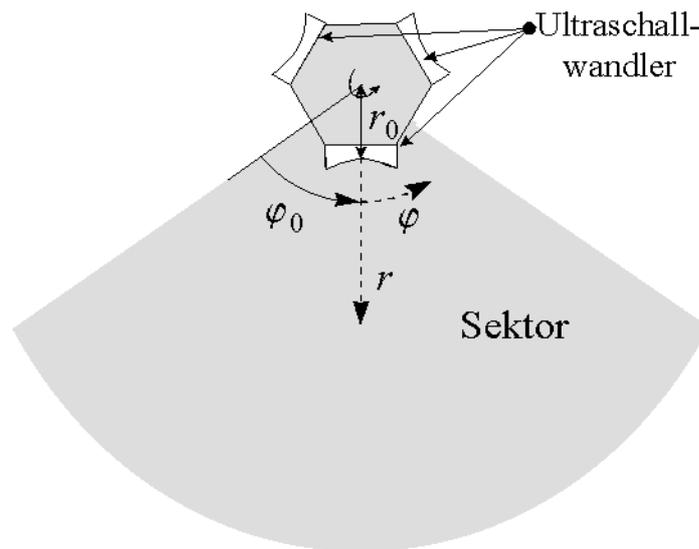


Abbildung 5.4.1: Geometrische Kenngrößen des mechanisch bewegten Einzelwandlers.

Die Kalibrierung erfolgt mit Hilfe eines Drahtphantoms, in welchem 20 Drähte im Abstand von 1 cm T-förmig angeordnet wurden. Abbildung 5.4.2 zeigt das Drahtphantom im Querschnitt. Das Drahtphantom wurde in einem Wasserbad aus verschiedenen Winkeln aufgenommen. Der Wandler wurde linear in lateraler Richtung bewegt. Es wurden fünf Bilder im Abstand von 1 cm aufgenommen. In diesen Bildern wurde jeweils die Position (A-Linie und Laufzeit des Echos) von 9 der 20 Drähte durch Suchen des lokalen Maximums des demodulierten Echosignals geschätzt. Anschließend wurden die gesuchten Parameter mit einem Optimierungsverfahren so geschätzt, daß die Abweichungen der geschätzten kartesischen Positionen eines Drahtes in den fünf Bildern minimal werden. Dieses Optimierungsverfahren soll im folgenden näher beschrieben werden. Möchte man die Position eines Drahtes (Index m) im Raum in kartesischen Koordinaten bestimmen, so kann dazu jedes der 9 Ultraschallbilder verwendet werden. Die errechnete kartesische Position $\vec{r}_{n,m}$ hängt von allen drei oben genannten Parametern der Sektorgeometrie ab:

$$\vec{r}_{n,m}(\varphi_0, \Delta\varphi, r_0) = [x_{n,m}(\varphi_0, \Delta\varphi, r_0), z_{n,m}(\varphi_0, \Delta\varphi, r_0)]^T \quad (5.4.1)$$

Da die aus verschiedenen Bildern n geschätzten Positionen für den Draht m gleich sein müssen, können die drei Parameter der Sektorgeometrie so gewählt werden, daß die Summe der Abweichungen der jeweils für einen Draht ermittelten Positionen minimal wird:

$$S(\phi_0, \Delta\phi, r_0) = \sqrt{\sum_{\kappa=1}^5 \sum_{\xi=1}^9 \left| \vec{r}_{\kappa, \xi}(\phi_0, \Delta\phi, r_0) - \frac{1}{9} \sum_{\lambda=1}^9 \vec{r}_{\kappa, \lambda}(\phi_0, \Delta\phi, r_0) \right|^2} \quad (5.4.2)$$

$$(\hat{\phi}_0, \Delta\hat{\phi}, \hat{r}_0) = \operatorname{argmin}_{(\phi_0, \Delta\phi, r_0)} (S(\phi_0, \Delta\phi, r_0)) \quad (5.4.3)$$

Der minimale Fehler S_{\min} ist ein Maß dafür, wie groß die Unsicherheit aufgrund verbleibender geometrischen Ungenauigkeiten des Systems ist. Dabei ist zu beachten, daß in diesem Fehler auch die Ungenauigkeiten bei der Bestimmung der Position der Drähte in den B-Bildern erhalten sind. Diese Ungenauigkeit wird durch die Auflösung des B-Bildes bestimmt. Der verbleibende (minimale) Fehler lag bei dem verwendeten Aufbau unter 0,5 mm. Dies liegt im Bereich der zu erwartenden Auflösung des verwendeten B-Bildsystems. Bei einem anderen Aufbau, in dem ein elektronisch fokussierter Wandler mit höherer Mittenfrequenz und Bandbreite zum Einsatz kam, konnte ein Fehler von 0,23 mm erreicht werden [45], was zeigt, daß die Genauigkeit des Verfahrens hauptsächlich von der Genauigkeit der Positionsschätzung der Drähte abhängt.

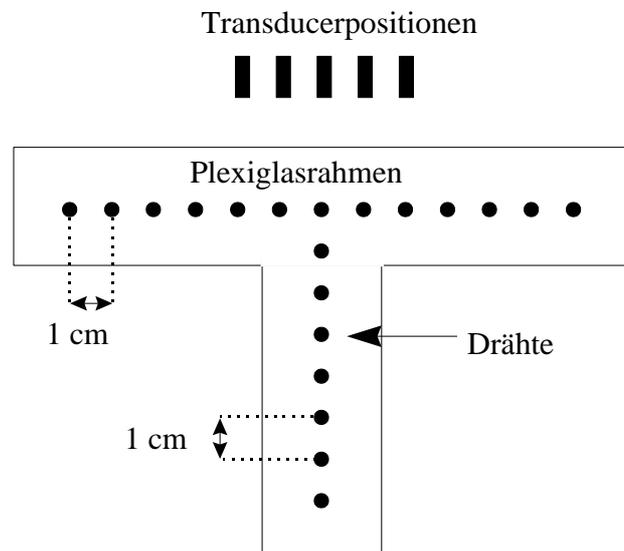


Abbildung 5.4.2: Drahtphantom zur Bestimmung der geometrischen Kenndaten des Einzelwandlers

5.4.2 Korrektur von Bewegungen des Patienten durch Atmung

Während des Scanvorgangs ändert sich die relative Position des Patienten zum System durch Bewegung, insbesondere durch die Atmung. Diese Bewegung kann sehr gut als eine reine axiale Bewegung modelliert werden, d. h. es ändert sich der Abstand Δz zwischen Wandler und Rücken

während der Aufnahme. Dies kann auch so modelliert werden, daß sich (bei festliegendem Patienten) die Position des Ultraschallwandlers ändert (Abbildung 5.4.3). Der Abstand Δz_m zwischen einer gedachten mittleren Position des Rückens und dem Transducer schwankt während einer Aufnahme um etwa 3 mm. Da diese Schwankung im Vergleich zur axialen Auflösung des verwendeten B-Bildsystem groß ist, kommt es zu einem deutlichen Verschmieren des Compoundingbildes, ähnlich einer verwackelten Photographie. Die Aufnahmezeit kann nicht so weit verringert werden, daß die Bewegung durch die Atmung vernachlässigt werden können. Sie wird nach unten im Wesentlichen durch die Zeit für die Übertragung der hochfrequenten Echosignale aus der AD-Wandlerkarte in den PC-Speicher begrenzt.

Es muß daher ein Weg gefunden werden, die Distanzen Δz_m zwischen Transducer und Rücken während der Aufnahme des m -ten Einzelbildes aus den Echodaten zu schätzen. Für ein solches Verfahren soll der in jedem Einzelbild gut sichtbare Übergang von Wasserbad zum Rücken verwendet werden. Dieser soll durch ein Segmentierungsverfahren gesucht und an ein Modell angepaßt werden, daß einerseits Parameter zur Beschreibung der Form dieses Übergangs und andererseits die gesuchten Distanzen Δz_m enthält.

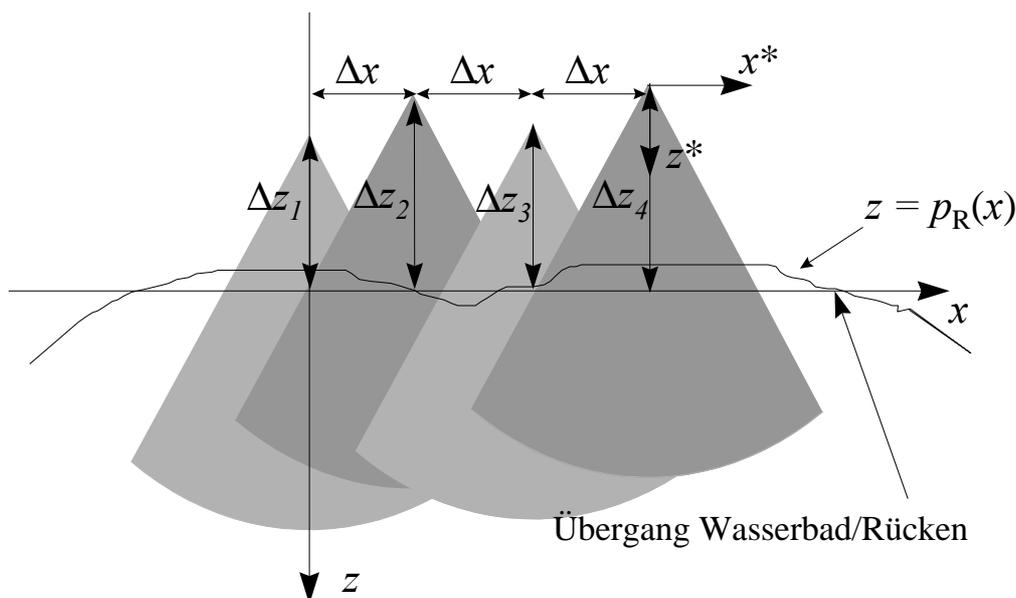


Abbildung 5.4.3: Modell der durch die Atmung hervorgerufenen Bewegungen. Es werden nur axiale Bewegungskomponenten berücksichtigt.

Dazu wird der Übergang zwischen Wasserbad und Rücken (Abbildung 5.4.3) zunächst durch eine Funktion $z = p_R(x)$ modelliert, die durch ein Polynom vom Grad N_p beschrieben werden kann:

$$p_R(x) = \sum_{n=1}^{N_p} a_n x^n \quad (5.4.4)$$

Auf eine Konstante a_0 kann verzichtet werden, wenn davon ausgegangen wird, daß das Koordinatensystem (x, z) gemäß Abbildung 5.4.3 so gewählt wird, daß $a_0 = 0$ gilt.

Die Position des Wasserbad/Rücken Übergangs ist in jedem der Einzelbilder deutlich sichtbar. Er kann daher automatisch in jedem Einzelbild segmentiert werden. Das Ergebnis ist jeweils eine Linie $z = p_m(x, \Delta z_m)$, die durch den später noch beschriebenen Segmentierungsalgorithmus bis auf die additive Konstante Δz_m an L Punkten $(x_{m,l}, z_{m,l})$ ermittelt wurde (je ein Punkt pro A-Linie). Der Segmentierungsalgorithmus ermittelt den Übergang zwischen Rücken und Wasserbad zunächst jedoch in einem eigenen Koordinatensystem (x^*, z^*) , in dessen Ursprung sich jeweils der Wandler befindet. Bezeichnet man die so gefundene Linie im Koordinatensystem (x^*, z^*) als $p_m^*(x_{m,l}^*)$ so können die Punkte ins globale Koordinatensystem (x, y) übertragen werden:

$$\begin{aligned} x_{m,l} &= x_{m,l}^* - m \Delta x \\ z_{m,l} &= p_m(x_{m,l}, \Delta z_m) = p_m^*(x_{m,l}^* + m \Delta x) - \Delta z_m \end{aligned} \quad (5.4.5)$$

Durch Vergleich der gemessenen Linien mit dem Modell gemäß

$$p_m^*(x_{m,l} + m \Delta x) = \sum_{n=1}^{N_p} a_n x_{m,l}^n + \Delta z_m + e_{k,l} \quad (5.4.6)$$

kann ein Fehler $e_{k,l}$ definiert werden, der linear von den gesuchten Parametern abhängt. Möchte man den mittleren quadratischen Fehler

$$\frac{1}{L \cdot M} \sum_{l=1}^L \sum_{m=1}^M e_{k,l}^2 \quad (5.4.7)$$

minimieren, so kann der lineare Kleinste-Quadrate-Schätzer für die Modellparameter $(\Delta z_1, \dots, \Delta z_N, a_1, \dots, a_{N_n})$ verwendet werden, welcher sich z. B. in [10] findet.

Um den Übergang $z^* = p_m^*(x_{m,l}^*)$ Wasserbad/Rücken in jedem Einzelbild zu finden, muß für jede A-Linie l nach dem k gesucht werden, dessen Abtastwerte $D_{k,l,m}$ den Übergang enthalten. Die einfachste Lösung dieses Segmentierungsproblem ist eine Suche nach dem kleinsten k , dessen Echoamplitude einen gewissen Schwellwert überschreitet. Der Nachteil dieser Methode ist, daß Wandlereintrittsechos aufgrund mangelhafter Anpassung, Luftblasen im Wasserbad und Reflexionen der Folie das Ergebnis stark verfälschen. Wandlereintrittsechos können im B-Bild den Übergang Wasserbad/Rücken berühren, da der Wandler während der Aufnahme sich nur sehr knapp über dem Rücken bewegt (der Übergang Wasserbad/Rücken ist nicht von diagnostischem Interesse). Da Wandlereintrittsechos ihre Position während des Scanvorgangs nicht ändern, obwohl der Wandler bewegt wird, können sie zunächst einfach herausgefiltert werden. Dazu wird der folgende Korrelationskoeffizient berechnet:

$$\hat{c}_{UU}(k,l) = \frac{\sum_{m_1=1}^M \sum_{m_2=1, m_1 \neq m_2}^M U_{k,l,m_1} U_{k,l,m_2}}{(M-1) \sum_{m=1}^M U_{k,l,m}^2} \quad (5.4.8)$$

Die hochfrequenten Echodaten werden an denjenigen Stellen (k, l) zu Null gesetzt, an denen der Korrelationskoeffizient den Wert 0,2 überschreitet. Anschließend werden die Echodaten demoduliert. Die so gewonnenen Echodaten werden $D'_{k,l,m}$ genannt.

Der Übergang Wasserbad/Rücken wird in folgender Weise bestimmt: Der Segmentierungsalgorithmus verwendet ein Verfahren aus [26]. Bei diesem Verfahren wird heuristisch eine Wahrscheinlichkeit für jede beliebige Kontur definiert. Anschließend wird die Kontur gesucht, die diese Wahrscheinlichkeit maximiert. Die definierte Wahrscheinlichkeit berücksichtigt einerseits die Wahrscheinlichkeit des Auftretens der Amplitudenverteilung $D'_{k,l,m}$ bei einer bestimmten Kontur, und andererseits die Wahrscheinlichkeit der Kontur selber. In letzteren Anteil kann heuristisch Vorwissen über die Kontur eingebracht werden. So wurde berücksichtigt, daß a) die Kontur eine gewisse Glattheit aufweist, daß b) der Rücken üblicherweise einen bestimmten Abstand zum Wandler hat, sowie daß c) der Übergang eine ungefähr horizontale Linie ist. Dieses Vorwissen wurde durch entsprechende Straffunktionen in die Wahrscheinlichkeit eingebracht.

Mit dem verwendeten Kleinste-Quadrate-Schätzer ist es möglich, die Standardabweichung des Fehlers bei der Segmentierung sowie die Standardabweichungen der Δz_m zu schätzen [10]. Bei einer untersuchten Gruppe von 10 Schnittebenen unterschiedlicher Patienten ergab sich ein Fehler bei der Segmentierung von der geschätzten Linie von 0,5 mm. Daraus ergeben sich aufgrund der Vielzahl der verwendeten Segmentpunkte eine Standardabweichung der Δz_m von 80 μm . Es kann daher davon ausgegangen werden, daß nach einer auf diese Weise durchgeführten Korrektur von Bewegungsartefakten die Auflösung der Compoundingbilder nicht mehr durch die Atmung beeinflusst wird.

5.5 Wahl der lateralen Wandlerverschiebung

Die laterale Wandlerverschiebung zwischen den aufgenommenen Einzelbildern sollte so gewählt werden, daß die Speckle der Einzelbilder näherungsweise unkorreliert sind. Wie in Kapitel 2.3.2 dargelegt, hängt die Korrelation zweier Einzelbilder auch von der lateralen Punktbildfunktion des Systems ab. Da diese nicht genau bekannt ist und Simulationen, wie sie in [72] vorgeschlagen werden, nicht durchgeführt werden können, da die Geometrie nicht genau bekannt ist, wurde die Korrelationsfunktion zweier Einzelbilder für das verwendete System direkt gemessen. Dazu wurde ein kommerziell erhältliches Specklephantom verwendet. Dieses wurde, wie in Abbildung 5.5.1 verdeutlicht wird, von mehreren Transducerpositionen aufgenommen. Die Korrelation der B-Bilder,

die von Position (1) und Position (2) aufgenommen wurden, wurde in Abhängigkeit der Bildtiefe der betrachteten Region z , der lateralen Transducerverschiebung Δx und des Betrachtungswinkels β gemessen.

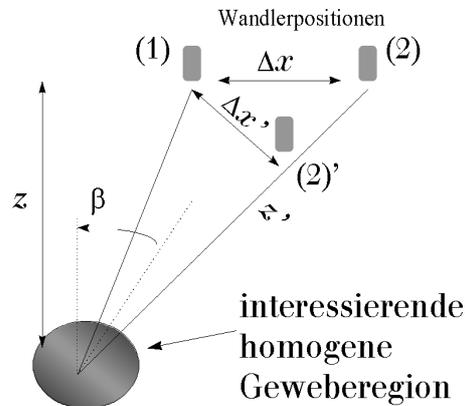


Abbildung 5.5.1: Messung der Korrelation zweier von Position (1) und Position (2) aufgenommener Ultraschallbilder.

Es stellte sich heraus, daß die Korrelationsfunktion nur von der effektiven lateralen Verschiebung $\Delta x'$ sowie vom mittleren Abstand der interessierenden Region zum Transducer z' abhängt. Die Abhängigkeit der Korrelationsfunktion von der effektiven lateralen Verschiebung $\Delta x'$ ist eine Exponentialfunktion mit einer tiefenabhängigen Korrelationsbreite $\xi(z')$:

$$\rho(\Delta x', z') = e^{-\Delta x' / \xi(z')} \quad (5.5.1)$$

Abbildung 5.5.2 zeigt die Abhängigkeit der Korrelationsbreite $\xi(z')$ von z' . Wie gemäß Gleichung (2.3.1) zu erwarten ist, ist die Korrelationsbreite im Bereich des Fokus des Einzelwandlers am größten. Anhand der gemessenen Korrelation kann nun ein sinnvoller Wert dafür gewählt werden, wie weit der Wandler zwischen der Aufnahme einzelner Sektorscans in lateraler Richtung bewegt werden muß. Es wurde eine Transducerverschiebung von 0,75 cm gewählt, was gewährleistet, daß in allen Bildregionen die Korrelation lateral aufeinanderfolgender Bilder immer kleiner als 0,12 ist. Dies entspricht etwa einer halben Aperturbreite des ca. 1,4 cm breiten Wandlers und damit dem in [12] vorgeschlagenen Wert. Damit ist die Annahme unkorrelierter Echodaten aus den Einzelbildern bei der Schätzung von Texturparametern weitgehend erfüllt. Aufgrund dieses Korrelationskoeffizienten zwischen den Einzelbildern erhält man durch das Verfahren der URCT eine Verbesserung des SNR des Compoundingbildes gemäß Gleichung (2.2.3) um einen Faktor von etwa 3,14. Dies entspricht etwa der Verwendung von $N_{\text{eff}} = 9,86$ unkorrelierten Bildern. Für die URCT könnte unter Umständen auch die Wahl einer kleiner Wandlerverschiebungen zu einer höheren Specklereduktion führen. In [74] wurde untersucht, an welchen Positionen Bilder

Reduktion des Speckles im Compoundingbild zu erzielen. Die lateralen Abstände zwischen den zu verwendenden Bildern waren dabei tiefenabhängig, und der Abstand zwischen je zwei aufeinanderfolgenden Einzelbildern ist nicht konstant. Für das verwendete System wird in der Bildmitte bei der Wahl optimaler Transducerpositionen gemäß [74] das SNR um einen Faktor von ca. 0,25 reduziert, was einer Benutzung von $N_{\text{eff}}=16$ unkorrelierten Bilder entspricht. Im diesem Fall mußten allerdings 45 Einzelbilder mit nicht konstantem Wandlerabstand verwendet werden, von denen ein Teil je nach Bildposition nicht benutzt wurde. Die Nachteile der starken Erhöhung der Aufnahmezeit ist unverhältnismäßig groß verglichen mit der vergleichbar geringen Erhöhung des SNR. Hinzu kommt, daß die zusätzlich aufgenommenen Bilder nicht für die anderen quantitativen Abbildungsverfahren verwendet werden können, da die Einzelbilder untereinander zu stark korreliert sind. Aus diesem Grund stellt die getroffene Wahl der konstanten Transducerverschiebung von 0,75 cm eine günstige Wahl dar.

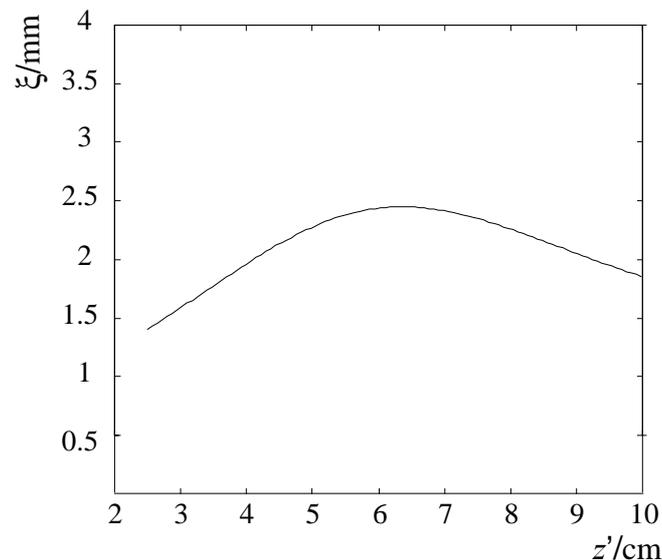


Abbildung 5.5.2: Korrelationslänge ξ als Funktion der durchschnittlichen Entfernung der Bildregion zum Transducer.

6 Aufnahmesysteme zur Abbildung elastischer Gewebeeigenschaften mit Ultraschall

Für die Aufnahme der für die Elastographie benötigten hochfrequenten Ultraschalldaten wurden zwei Systeme verwendet. Das erste System besteht aus einem „High-End“-Ultraschallgerät, das die hochfrequenten Ultraschallechodaten in digitalisierter Form, allerdings nicht in Echtzeit, zur Verfügung stellt. Es wird in Kapitel 6.1 beschrieben. Das zweite System besteht aus einem Ultraschallgerät mit analoger Schnittstelle für die hochfrequenten Echosignale. Diese werden von einem PC mit einer AD-Umsetzerkarte abgegriffen. Dieses System wird in Kapitel 6.2 beschrieben. Es ist in der Lage, Elastogramme in Echtzeit darzustellen. Da das erste System nicht echtzeitfähig ist, wurde für dieses System ein Applikator zum kontrollierten Applizieren des Druckes entwickelt, um Bewegungsartefakte weitgehend zu vermeiden. Bei dem verwendeten Echtzeitsystem treten diese weniger auf, da die Datenaufnahme dort ein interaktiver Prozeß ist, in dem diese Artefakte während der Aufnahme erkannt und vermieden werden können, indem die Applikation des Druckes angepaßt wird.

6.1 Aufnahmesystem und Applikator zur Off-Line Aufnahme von hochfrequenten Ultraschallechodaten für die Elastographie

Das erste System [71] besteht aus einem „High-End“ Ultraschallsystem der Firma Siemens, der Siemens Sonoline-Elegra. Die Signalverarbeitung dieses Gerätes erfolgt überwiegend digital und verwendet z. B. einen digitalen Beamformer. Weiterhin besitzt es einen auf einem Unix-Betriebssystem basierenden, integrierten Computer. Auf der Festplatte dieses Computers können mehrere große und zeitlich eng beieinanderliegende Bildsequenzen ohne Zeitverlust aufgenommen werden. Das Gerät stellt in diesem Bildspeicher bereits ins Basisband gemischte Echodaten zur Verfügung. Die Kommunikation des Gerätes mit einem externen PC erfolgt über digitale Schnittstellen (RS-232, Ethernet). Mittels verschiedener Protokolle (FTP via TCP/IP, sowie proprietäre Protokolle) können die Datenaufnahme gesteuert und die hochfrequenten Echodaten ausgelesen werden. Der Transfer der Basisbanddaten eines Ultraschallbildes in den PC dauert in dem vorliegenden System einige Sekunden. Daher ist eine Berechnung von Kompressionsbildern in Echtzeit mit diesem System nicht möglich, obwohl die Phasennullstellensuche prinzipiell Echtzeitfähigkeit ermöglicht.

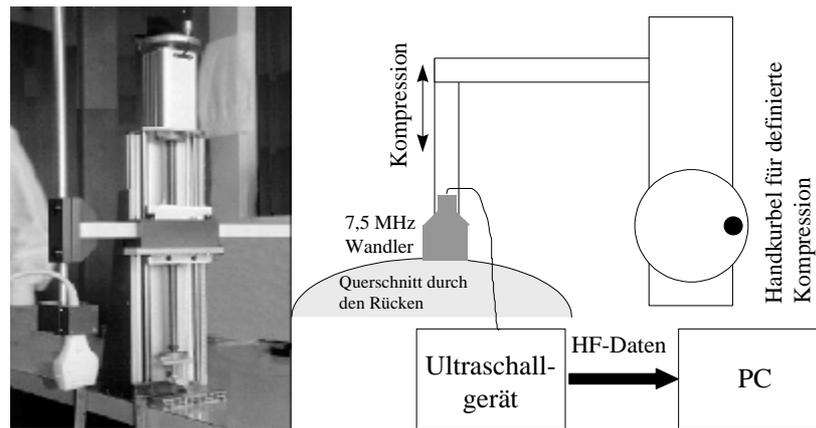


Abbildung 6.1.1: System zur kontrollierten Applikation der Kompression bei der Elastographie.

Um mit diesem System Echodaten aufzunehmen, die bei einer Berechnung der lokalen Dehnung zu möglichst geringen Bewegungsartefakten führen, wird eine definierte Kompression des Gewebes mittels eines Applikators durchgeführt. Der Applikator wurde speziell für die Aufnahme von Elastogrammen der Rückenmuskulatur konzipiert. Die Aufnahme der Echodaten der Rückenstreckmuskulatur erfolgt in Bauchlage. Eine manuelle Kompression durch einen handgehaltenen Transducer ist bei diesem System nicht sinnvoll, da eine Kontrolle über die Stärke der applizierten Kompression ohne spezielle Druckmeßvorrichtungen, wie sie in [62] beschrieben werden, nicht möglich ist. Des Weiteren kann es während der Kompression zu Verkippungen des Ultraschallwandlers und damit verbundenen Bewegungsartefakten im Kompressionsbild kommen. Der Applikator und das Aufnahmesystem ist in Abbildung 6.1.1 dargestellt. Der Schallwandler ist in eine Halterung eingespannt, welche an einem Vierkantrohr befestigt ist, das horizontal in die gewünschte Position verschoben und arretiert werden kann. Die Halterung dieses Vierkantrohres wiederum kann zur Gewebekompression mit Hilfe einer Spindel, die mit einer Kurbel betätigt wird, in vertikaler Richtung verschoben werden. Die Steigung dieser Spindel beträgt 2 mm, das heißt, bei einer vollen Umdrehung der Kurbel verschiebt sich der Schallwandler vertikal um 2 mm. An der Kurbel ist eine achteilige Skala angebracht, so daß eine Verschiebung des Schallwandlers in 0,25 mm Schritten genau eingestellt werden kann. Besonders für die Aufnahme von Multikompressionsbildern ist dieser Aufbau geeignet, da man mit Hilfe der Kurbel eine gut dosierte, gleichmäßig ansteigende Kompression des Gewebe applizieren kann. Während das Gewebe durch Drehen der Kurbel mit konstanter Geschwindigkeit gleichmäßig komprimiert wird, werden durch das Ultraschallgerät die Basisbanddaten von bis zu 60 Ultraschallbildern gespeichert, die anschließend zum PC transferiert werden. Das hier beschriebene Elastographiesystem wird im folgenden „Off-Line Elastographiesystem“ genannt.

6.2 Ein System zur Abbildung von Kompressionsbildern in Realzeit

Mit Hilfe des sehr recheneffizienten Verfahrens der Phasennullstellensuche ist es erstmals möglich, Kompressionsbilder in Bruchteilen einer Sekunde zu berechnen. Somit können Kompressionsbilder in Echtzeit, parallel zum herkömmlichen B-Bild, während der Aufnahme der hochfrequenten Echodaten berechnet und angezeigt werden [81]. In diesem Kapitel wird ein System vorgestellt, das Kompressionsbilder mit ca. 4 Bildern pro Sekunde anzeigt. Das System besteht aus einem herkömmlichen Ultraschallgerät (Kretz Combison 330) und einem PC (Pentium™ 200 MHz MMX™) mit eingesteckter A/D-Umsetzkarte (GaGe 6012). Die Kompression des Gewebes erfolgt in diesem System mit dem Transducer und muß kontinuierlich manuell appliziert werden. Das System ist in Abbildung 6.2.1 skizziert. Es verwendet einen abdominalen Sektorscanner für 7,5 MHz. Die hochfrequenten Echodaten werden von einer A/D-Umsetzkarte mit einer Rate von 30 MHz direkt in den Speicher des PCs abgetastet. Die Abtastung erfolgt unabhängig durch die A/D-Umsetzkarte und belastet den Prozessor nicht. Die A/D-Umsetzkarte tastet etwa 3,75 Bilder/s ab. Dies entspricht jedem 4. Bild, das vom Ultraschallwandler aufgenommen wird.

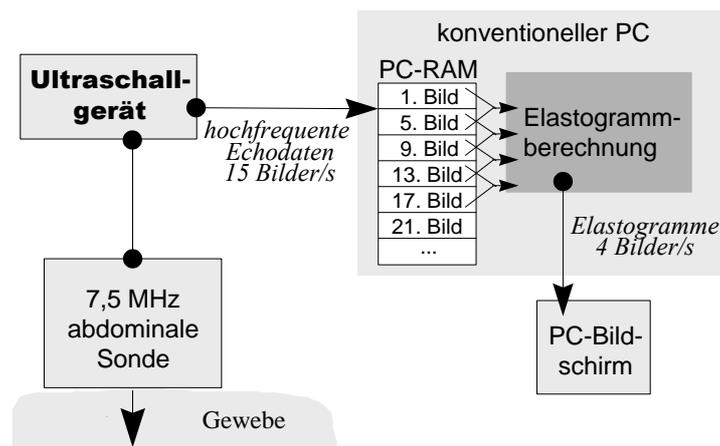


Abbildung 6.2.1: Systemskizze des Echtzeitelastographiesystems.

Das System berechnet ein Kompressionsbild aus je zwei aufeinanderfolgenden hochfrequenten Datensätzen. Das Kompressionsbild zeigt die Kompression eines Teilbereiches von etwa 3,0 cm x 3,7 cm Größe. Es wird farbkodiert und nicht-scankonvertiert dargestellt. Die für die Phasennullstellensuche benötigten Basisbanddaten werden berechnet, indem zunächst der Imaginärteil der analytischen Echosignale mit Hilfe eines FIR-Filters der Ordnung 16 berechnet wird, welches mit Festkommawerten der Wortlänge 8-bit rechnet. Die Implementierung der Phasennullstellensuche verwendet 32-bit Gleitkommawerte.

Das System zeigt den Absolutwert der Kompression an, so daß das Gewebe entweder (mit ansteigendem Druck) komprimiert oder (mit abnehmendem äußeren Druck) wieder ausgedehnt werden kann. Die aufgenommenen hochfrequenten Echodaten und die berechneten

Kompressionsbilder werden in Ringspeichern gespeichert, damit sie nach der Datenaufnahme zur Dokumentation und für weitere Nachverarbeitungsschritte zur Verfügung stehen. Limitiert durch den Speicher des PCs (128 MB) werden in diesen Ringspeichern die hochfrequenten Echodaten von 40 Ultraschallbildern und 520 Kompressionsbildern gespeichert. Ein Kompressionsbild hat eine Größe von 60 x 84 Bildpunkten.

Zur Schätzung der Kompression verwendet das System die Phasennullstellensuche. Aus Zeitgründen wird auf die logarithmische Kompression verzichtet. Das System schätzt die Kreuzkovarianzfunktion gemäß Gleichung (4.1.7). Es werden $N_I = 2$ Iterationen durchgeführt, die Fensterlänge T_F wurde zu 40 Abtastwerten und die Schrittweite T_S zu 18 Abtastwerten gewählt. Die Gesamtbeobachtungsdauer T_G der Echodaten beträgt 148 Abtastwerte.

Das System verwendet den in Kapitel 4.3 beschriebenen Multikompressionsansatz der zeitlichen Filterung der Kompression mit Hilfe eines rekursiven Filters. Der dabei verwendete Grad der Mittelung, der mit Hilfe des Faktors p_M in Gleichung (4.3.2) verändert werden kann, ist in dem System variabel einstellbar.

Die etwa 266 ms, die das System zur Berechnung und Anzeige eines Elastogramms benötigt, teilen sich folgendermaßen auf: die Datenaufnahme und Datenaufbereitung benötigt etwa 40 ms, die Berechnung der Basisbanddaten benötigt etwa 70 ms, die Berechnung von Elastogrammen benötigt etwa 146 ms, und die Anzeige der Bilder etwa 10 ms. Von den 146 ms, die die Berechnung der Elastogramme benötigt, entfallen etwa 136 auf die Schätzung von Zeitverschiebungen.

7 in-vitro und in-vivo-Resultate

7.1 URCT

Die Vorteile der Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie (URCT) werden in Abbildung 7.1.2 und Abbildung 7.1.1 anhand von Phantomaufnahmen demonstriert. In Abbildung 7.1.2 werden Compoundingbilder und Einzelbilder eines kommerziell erhältlichen Specklephantoms (Victoreen 84-317, Multi-Purpose Tissue Equivalent Phantom) einander gegenübergestellt. Die in Kapitel 3.3 erläuterten Vorteile des Verfahrens gegenüber dem konventionellen B-Bild-Verfahren lassen sich an diesen Abbildungen demonstrieren. Die Specklereduktion in den Compoundingbildern ist deutlich erkennbar. Der Vergleich der mit „(1)“ gekennzeichneten Regionen zeigt, wie Abschattungseffekte, hier durch die aufgrund der hohen Rückstreuung in der hellen Region höheren Dämpfung, bei der URCT reduziert werden. In konventionellen B-Bildern sind kleine Läsionen z.T. nicht oder nur schwer zu erkennen, da sie durch das Specklemuster maskiert werden. In Compoundingbildern sind diese Läsionen in der Regel aufgrund der Specklereduktion dennoch deutlich erkennbar (siehe Region „(2)“). Die Erkennbarkeit von Läsionen wird durch die URCT daher deutlich erhöht [60]. Des Weiteren werden in URCT-Bildern Grenzflächen vollständiger dargestellt (siehe Region „(3)“). Dieser Effekt wird auch in Abbildung 7.1.1 demonstriert. Diese Abbildung stammt von einem Specklephantom, welches mit dem Geliermittel Agar-Agar erstellt und mit mit Streuern in Form von Kieselgel versehen wurde. Es enthält eine ca. 1,5 cm dicke Läsion mit etwas geringerer Kieselgelkonzentration. Die daraus resultierende geringere Rückstreuung ist im Einzelbild nicht zu erkennen, da sie ebenfalls durch das Speckle maskiert wird. Im Compoundingbild ist die Läsion aufgrund des höheren SNR deutlicher zu erkennen.

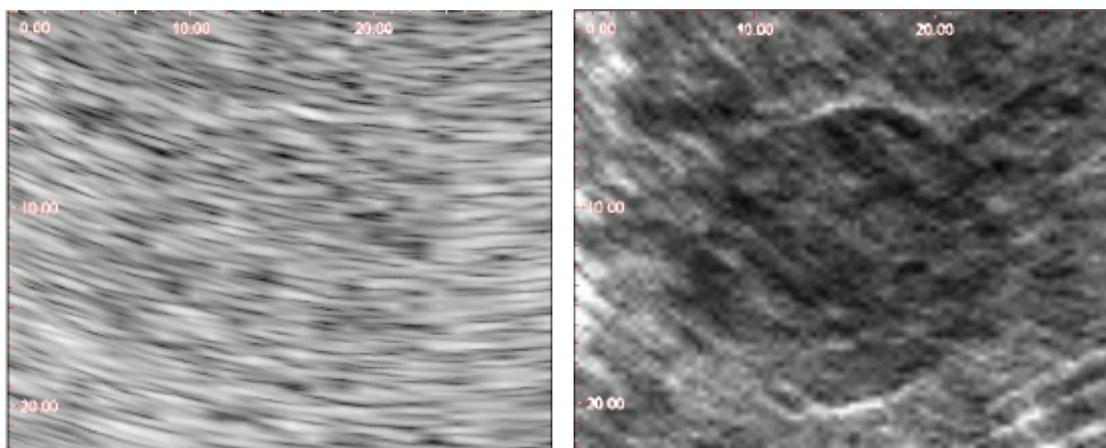


Abbildung 7.1.1: Gegenüberstellung von Phantomaufnahmen eines Phantoms aus Agar-Agar mit Kieselgel. Die ca. 1,5 cm große Läsion ist im Compoundingbild (rechts) deutlicher zu erkennen als im konventionellen B-Bild (links). Abmessungen in mm.

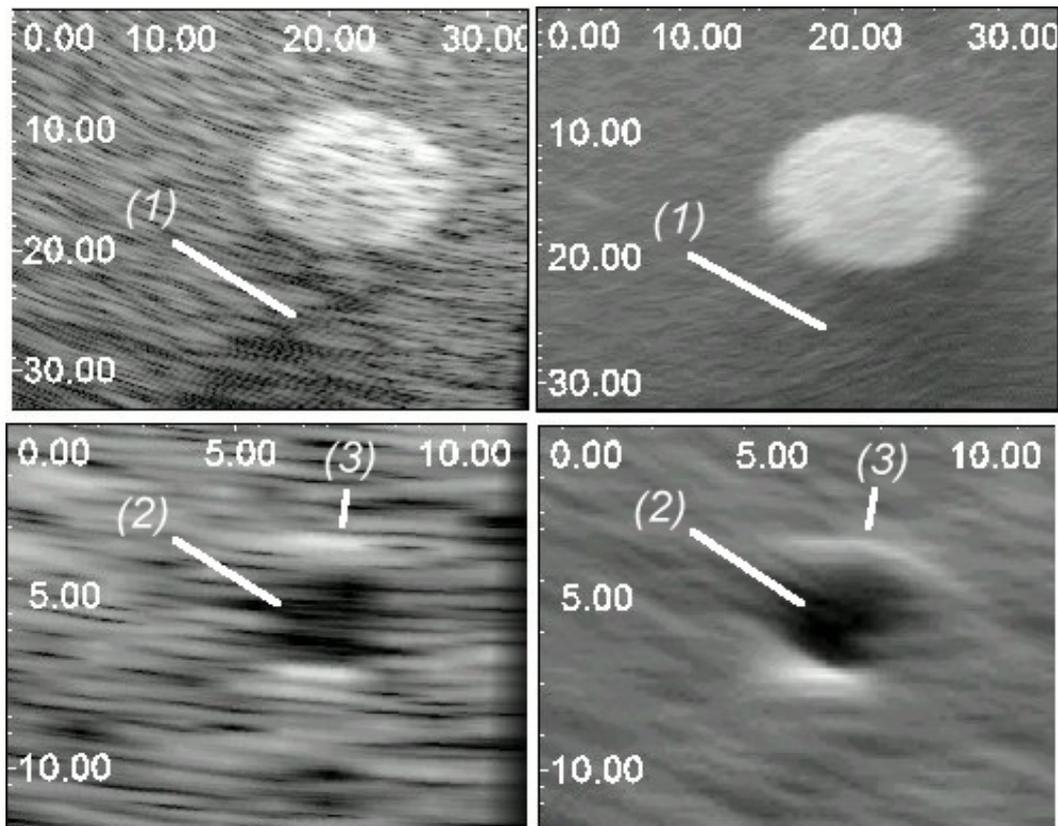


Abbildung 7.1.2: Gegenüberstellung von Phantomaufnahmen eines kommerziell erhältlichen Speckle-Phantoms mit dem konventionellen B-Bild-Verfahren (links) und dem URCT-Verfahren (rechts).

In Abbildung 7.1.3 bis Abbildung 7.1.7 werden die Eigenschaften des Verfahrens anhand von in-vivo Aufnahmen der Rückenmuskulatur demonstriert. Abbildung 7.1.3 und Abbildung 7.1.4 stellen konventionelle B-Bilder und Compoundingbilder der nicht-traumatisierten Rückenmuskulatur gegenüber. Es wird sowohl ein Compoundingbild mit der in Kapitel 5.4.2 vorgestellten Korrektur der Bewegungen durch die Atmung als auch ein Compoundingbild ohne diese Korrektur dargestellt.

Die Reduktion des Speckles durch das Verfahren der URCT ist auch in diesen Bildern deutlich erkennbar. Des weiteren zeigt sich, daß auch der größere Bildbereich der Compoundingbilder Vorteile bei der Begutachtung der Muskelveränderungen im Seitenvergleich bietet. Der Vergleich des atmungskorrigierten und nicht atmungskorrigierten Compoundingbildes zeigt, daß eine solche Korrektur notwendig ist, da sonst deutliche Verschmierungen auftreten. Abbildung 7.1.5 zeigt ein extremes Beispiel der Notwendigkeit einer Atmungskorrektur. Die Bewegung durch die Atmung betrug hier etwa 5 mm, was zu extremen Verschmierungen führt.

Abbildung 7.1.6 und Abbildung 7.1.7 zeigen Compoundingbilder und konventionelle B-Bilder einer Rückenmuskulatur nach einer Bandscheibenoperation. Der chirurgische Zugang zur Bandscheibe wurde über die linke Seite gewählt. Dies führt zu einer typischen unterbrochenen Struktur der Faszie (Vergleiche auch die anatomische Skizze in Abbildung 1.1.1). Dies ist im Compoundingbild

deutlich besser zu erkennen als im konventionellen B-Bild. Vernarbungen im medialen Strang der Rückenstreckmuskulatur sind allerdings auch im Seitenvergleich schwer zu erkennen.

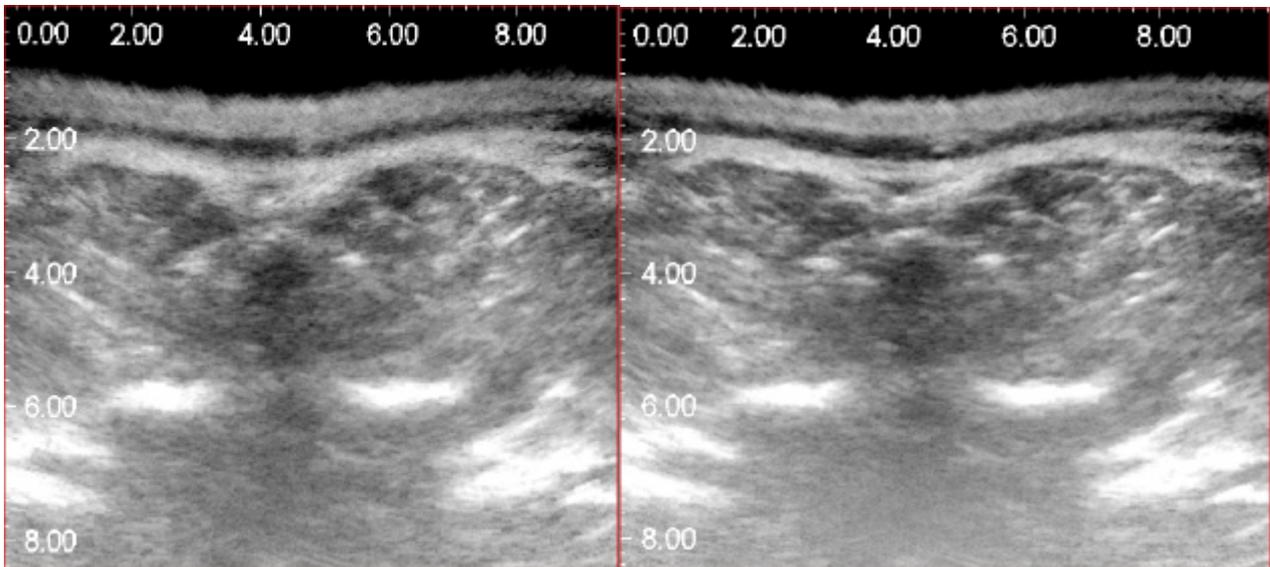


Abbildung 7.1.3: Compoundingbild einer nicht traumatisierten Rückenmuskulatur ohne (links) und mit (rechts) Korrektur von atemungsbedingten Bewegungen (Abmessungen in cm).

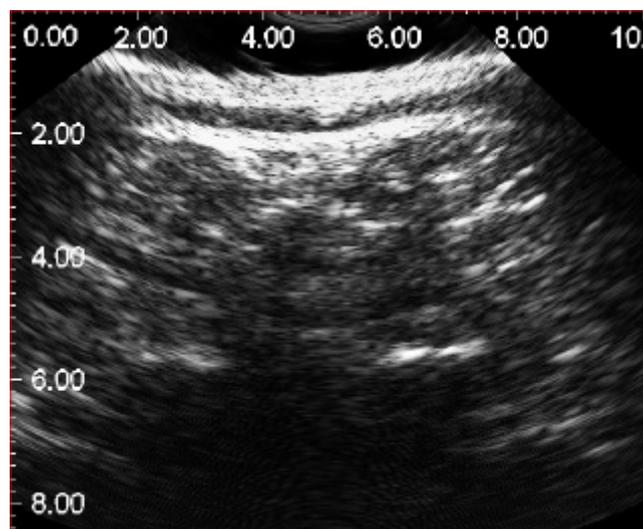


Abbildung 7.1.4: Einzelbild, welches für die Erstellung des Compoundingbildes verwendet wurde (konventionelles B-Bild). Abmessungen in cm.

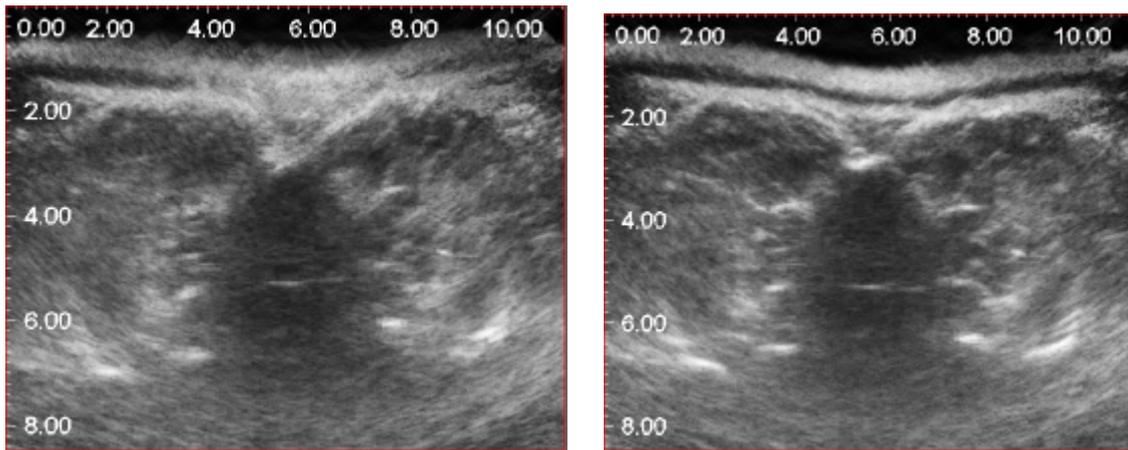


Abbildung 7.1.5: Compoundingbilder, die die Notwendigkeit der Korrektur der Patientenbewegungen durch Atmung demonstrieren. Das linke Bild wurde ohne, das rechte mit einer solche Korrektur berechnet.

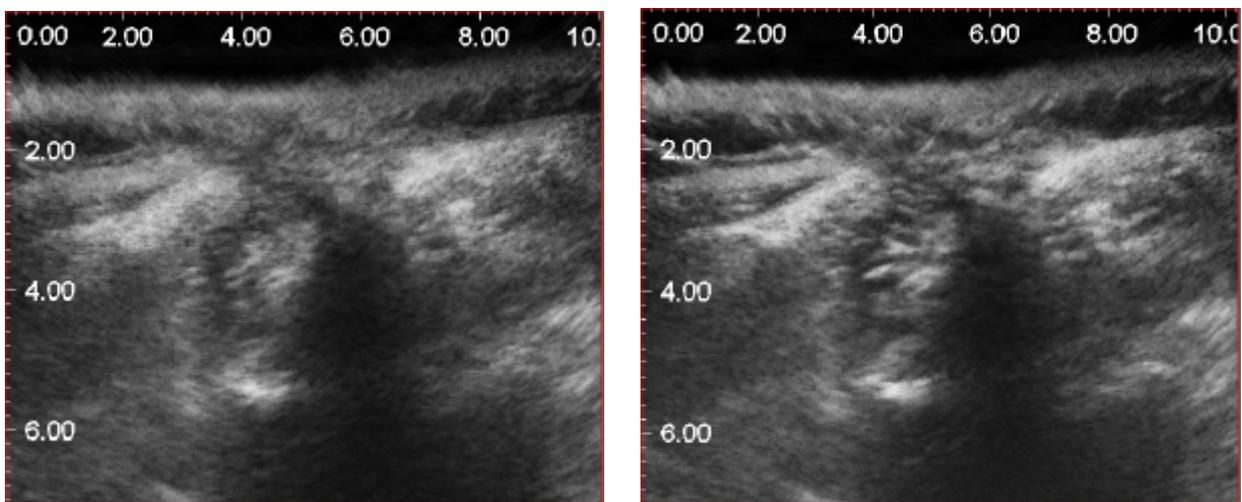


Abbildung 7.1.6: Compoundingbild einer Rückenmuskulatur nach einer Bandscheibenoperation. Der chirurgische Zugang erfolgte über die linke Seite. Die Durchtrennung der Faszie ist deutlich zu erkennen. Das rechte Bild wurde mit, das linke ohne Atmungskorrektur erstellt (Abmessungen in cm).

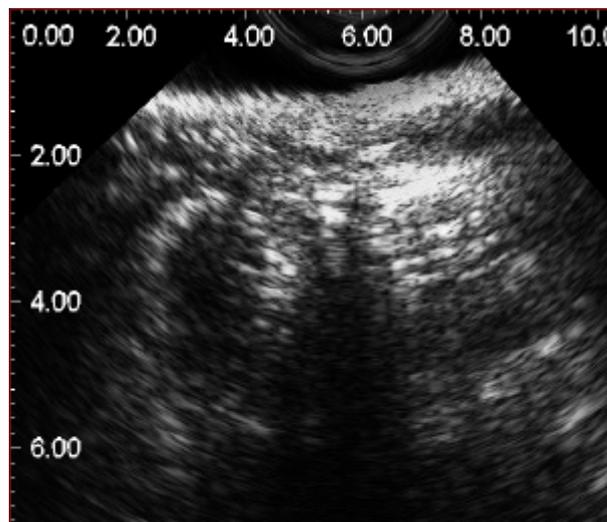


Abbildung 7.1.7: Konventionelles B-Bild, welches für das Compoundingbild in Abbildung 7.1.6 verwendet wurde.

7.2 Frequenzabhängige Dämpfung

Das Verfahren zur Dämpfungsschätzung wird in Abbildung 7.2.1 anhand eines Phantomexperiments demonstriert. In diesem Bild ist deutlich zu erkennen, daß die axiale Auflösung gegenüber der lateralen Auflösung bei mit diesem Verfahren berechneten Bildern schlechter ist. Hier zeigt sich aber auch, daß das Verfahren nicht unter den von anderen Verfahren bekannten Artefakten bei inhomogen rückstreuenden Medien leidet.

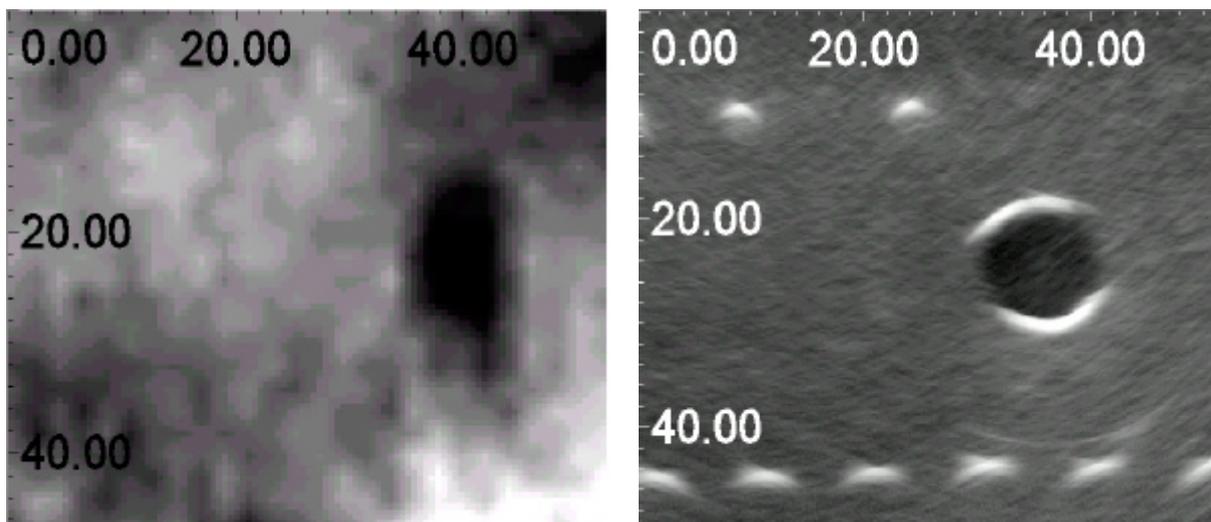


Abbildung 7.2.1: Dämpfungsbild (links) und Compoundingbild (rechts) eines Streuerphantoms. Dunkle Bereiche kennzeichnen Gebiete geringer Dämpfung, helle Bereich Gebiete hoher Dämpfung.

In Abbildung 7.2.2 werden ein Compoundingbild und ein Dämpfungsbild einer Rückenmuskulatur nach einer Bandscheibenoperation gegenübergestellt. Der Zugang wurde über die rechte Seite gewählt, was zu der schon in Kapitel 7.1 erwähnten durchtrennten Faszie führt, die im Compoundingbild deutlich zu erkennen ist (Region 1). Details dieser Größe sind im Dämpfungsbild aufgrund der schlechten Auflösung nicht zu erkennen. In dem gezeigten Dämpfungsbild grenzt sich der mediale Strang der Rückenmuskulatur allerdings insbesondere lateral klar ab, was im Compoundingbild nicht der Fall ist. Das Dämpfungsbild kann daher dazu verwendet werden, den medialen Strang der Rückenmuskulatur abzugrenzen. Somit kann die Fläche des Muskelquerschnittes ermittelt werden, was eines der Ziele der klinischen Studie ist.

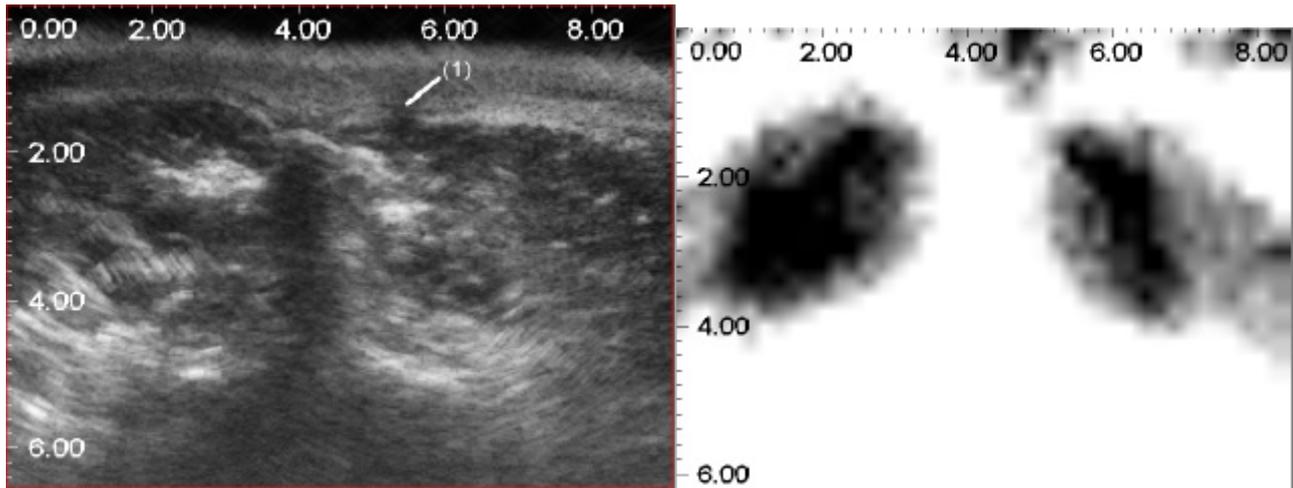


Abbildung 7.2.2: Compoundingbild (links) und Dämpfungsbild (rechts) einer Rückenmuskulatur nach einer Bandscheibenoperation. Der Zugang wurde über die rechte Seite gewählt. Der Faszienschnitt ist dort zu erkennen (1). Der mediale Strang der Rückenmuskulatur ist im Compoundingbild lateral schlecht abzugrenzen. Das Dämpfungsbild (rechts) erleichtert diese Abgrenzung (Abmessungen in cm).

7.3 Abbildung stochastischer Eigenschaften der Rückstreuung

In Abbildung 7.3.1 wird ein Compoundingbild des kommerziell erhältlichen Specklephantoms (Victoreen 84-317, Multi-Purpose Tissue Equivalent Phantom) einer Abbildung des Parameters b_1 (Steigung der linearen Regression der Frequenzabhängigkeit der Rückstreuung) gegenübergestellt. In dem Specklephantom befinden sich neben einer großen dunklen Läsion mehrere Drähte, deren Durchmesser deutlich größer ist als der mittlere Durchmesser der Streuer. Daher hat der Parameter b_1 , wie in Kapitel 3.5.2 beschrieben, an diesen Stellen einen deutlich geringeren Wert als im umliegenden Material.

Abbildung 7.3.2 zeigt Bilder der Parameter b_1 und b_m der Rückenmuskulatur nach einer Bandscheibenoperation. Die Bilder wurden aus den gleichen Echodaten berechnet wie das Compoundingbild in Abbildung 7.1.6. Wie erwartet, enthält der Parameter b_m keine neue Information gegenüber dem Compoundingbild. Die zur Schätzung des Leistungsdichtespektrums verwendeten Segmente haben eine Ausdehnung von ca. 1 mm in lateraler Richtung und 1,6 mm in axialer Richtung. Das Speckle wurde aufgrund dieser Segmentgrößen auf Kosten der örtlichen Auflösung gegenüber dem Compoundingbild weiter reduziert. Der Parameter b_m liefert keine diagnostisch verwertbaren Ergebnisse. Dies kann daran liegen, daß die Schätzung durch starke Inhomogenitäten der Rückstreuung beeinflusst wird, die im Phantombild in Abbildung 7.3.1 nicht auftreten.

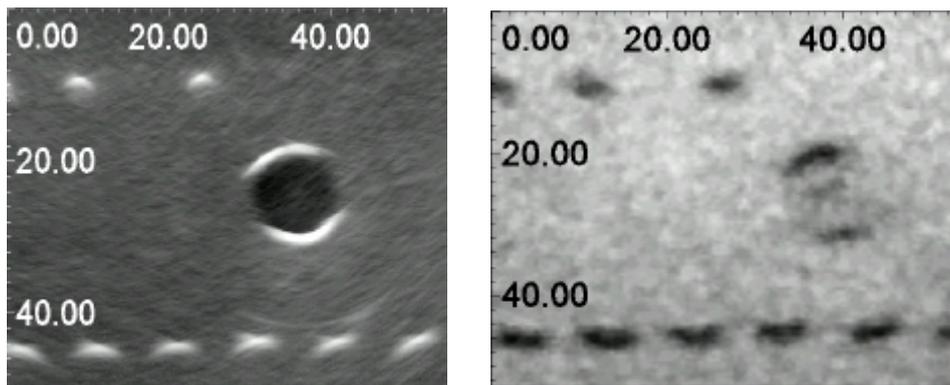


Abbildung 7.3.1: Compoundingbild eines Specklephantoms (links) und Abbildung des Parameters b_1 , der die Steigung der logarithmierten Rückstreuung über der Frequenz angibt (rechts). Abmessungen in mm.

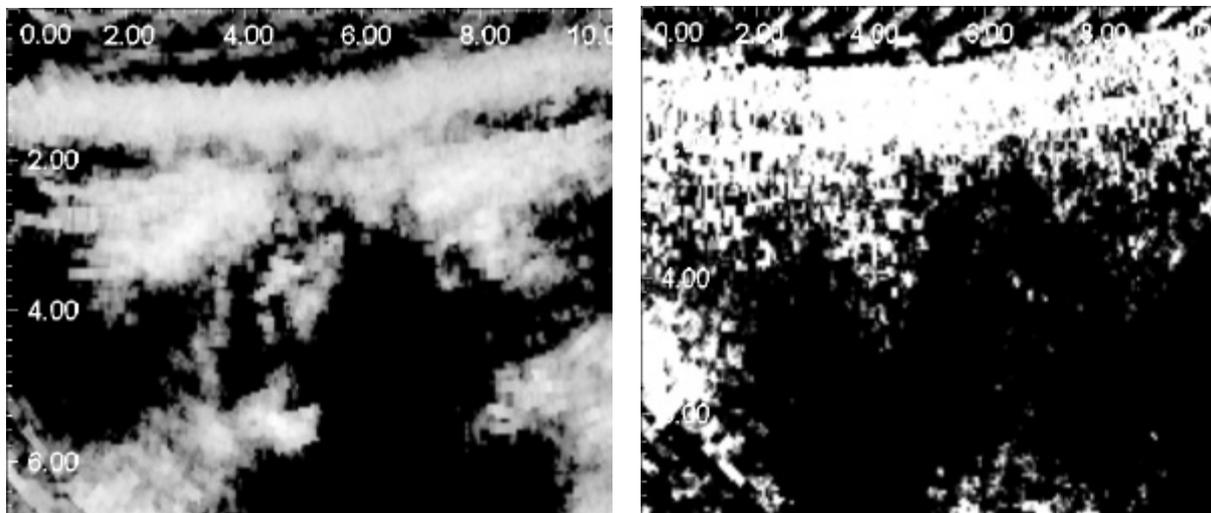


Abbildung 7.3.2: Parameterbilder der linearen Regressionsparameter b_1 (links) und b_m (rechts). Die Abbildung zeigt eine Rückenmuskulatur nach einer Bandscheibenoperation. Das zugehörige Compoundingbild ist in Abbildung 7.1.6 abgebildet. Abmessungen in cm.

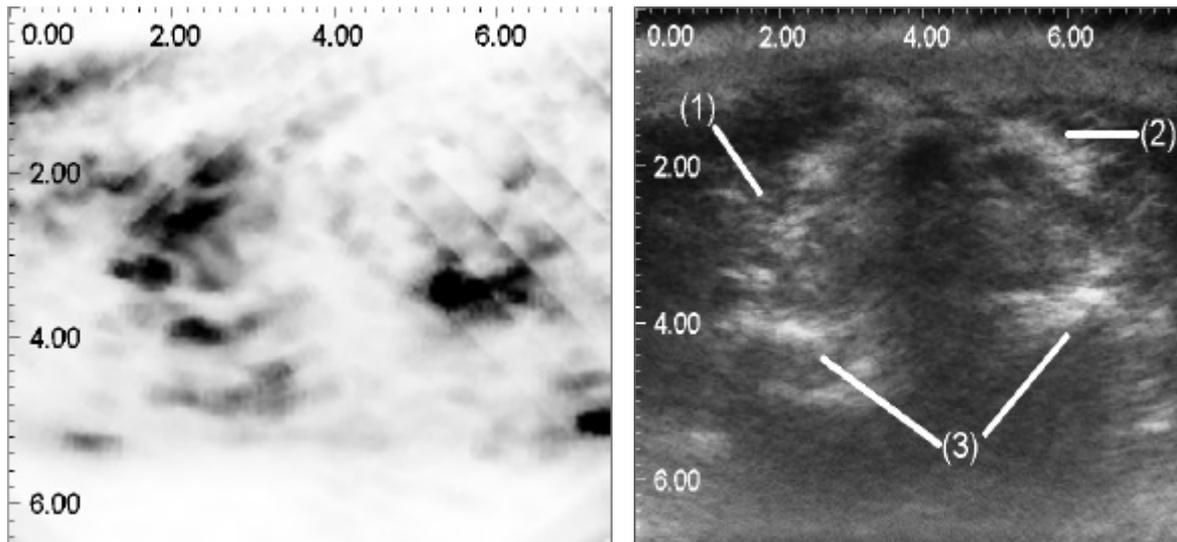


Abbildung 7.3.3: Parameter ASM (links) und Compoundingbild einer Rückenmuskulatur nach einer Bandscheibenoperation. Der Zugang wurde über die linke Seite gewählt. Abmessungen in cm.

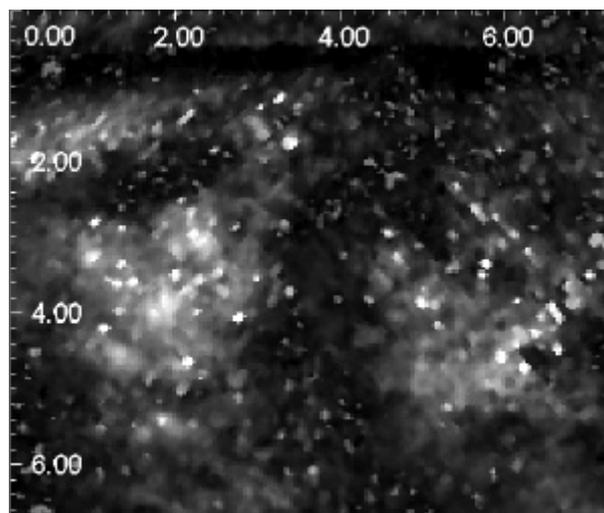


Abbildung 7.3.4: Kombination aus Parametern der verallgemeinerten K-Verteilung. Das zugehörige Compoundingbild ist in Abbildung 7.3.3 abgebildet. Abmessungen in cm.

In Abbildung 7.3.3 wird ein Compoundingbild einem Bild des Co-occurrence-Parameters ASM gegenübergestellt. Für die Berechnung der Co-occurrence-Matrix wurden Segmente der Größe $K' = 30$ Abtastwerte und $L' = 3$ Abtastwerte gewählt. Die demodulierten Echodaten wurden in 30 Amplitudenstufen quantisiert. Die Bilder zeigen eine Rückenstreckmuskulatur nach einer Bandscheibenoperation, deren Zugang über die linke Seite gewählt wurde. Der Patient ist am Postdiskotomiesyndrom erkrankt. Im Compoundingbild ist im Seitenvergleich nicht zu erkennen, ob der mit (1) gekennzeichnete Bereich eine Vernarbung dargestellt, da eine entsprechende helle Struktur auch in der rechten Rückenstreckmuskulatur im mit (2) gekennzeichneten Bereich auftritt. Der mit (3) gekennzeichnete helle Bereich gehört zum Wirbel und ist daher diagnostisch nicht mehr von Interesse.

Das Bild des Co-occurrence Parameters ASM zeigt dennoch im Seitenvergleich Unterschiede, die auf eine Vernarbung in der linken Hälfte hinweisen. Durch die vor der Histogrammberechnung vorgenommene Normierung ist dieser Parameter in Grenzen, die von der Dynamik des Aufnahmesystems vorgegeben werden, von der Reflektivität unabhängig.

In Abbildung 7.3.4 wird ein Bild der Parameter v/α , welche aus der verallgemeinerten K-Verteilung hergeleitet wurden, dargestellt. Es enthält ähnliche Informationen wie das Bild des Parameters ASM. Da der Skalierungsparameter η der verallgemeinerten K-Verteilung nicht verwendet wurde, beinhaltet auch dieses Bild nur Informationen, die von der Reflektivität unabhängig ist. Dieses Bild wurde mit Segmenten der Größe $K' = 50$ Abtastwerte und $L' = 1$ Abtastwert berechnet und ist daher besser aufgelöst als das Bild des Parameters ASM.

7.4 Elastographie

7.4.1 Phantommessungen

7.4.1.1 Phantommessungen zur Validierung der Kompensation lateraler Verschiebungen

Die Eignung des in Kapitel 4.5.4 beschriebenen Verfahrens zur genaueren Bestimmung axialer Verschiebungen bei vorhandenen lateralen Verschiebungen wird in diesem Abschnitt anhand eines Phantomexperiments demonstriert. Ein Schwammphantom mit homogener Rückstreuung wurde von zwei leicht verschobenen Transducerpositionen aufgenommen. Für die Aufnahme wurde ein 7,5 MHz Phased-Array verwendet. Die hochfrequenten Echodaten wurden mit 36 MHz abgetastet. Der Wandler wurde nach der Aufnahme des ersten Bildes um ca. 100 μm in axiale und ca. 250 μm laterale Richtung verschoben. Dies entspricht einem Versatz der Echodaten von zwei A-Linien in lateraler Richtung und fünf Abtastwerten in axialer Richtung. Eine geringe Rotation des Wandlers konnte nicht verhindert werden.

Abbildung 7.4.1 (links) zeigt grauwertkodiert die Schätzungen der axialen Verschiebung $\tau_{k,l}$ mit Hilfe der Phasennullstellensuche ohne eine Korrektur lateraler Bewegungen. Abbildung 7.4.1 (rechts) zeigt grauwertkodiert eine Schätzung der axialen Verschiebung $\tau_{k,l}$ mit Hilfe der erweiterten Phasennullstellensuche. Für die Schätzung der axialen Verschiebungen wurden Fensterlängen von $T_F = 50$ Abtastwerten in axialer Richtung und $N_L = 9$ Abtastwerte in lateraler Richtung gewählt. Aufgrund der leichten Rotation des Transducer steigt die geschätzte axiale Verschiebung von links oben nach rechts unten linear etwas an. Diesem linearen Trend überlagert sind örtlich variierende Schätzfehler aufgrund des den Echosignalen überlagerten Rauschens und aufgrund von transversalen Bewegungen des Transducers. Da diese durch die erweiterte Phasennullstellensuche korrigiert werden, fällt dieser Schätzfehler bei der Anwendung der erweiterten Phasennullstellensuche deutlich geringer aus. Nach Abzug des linearen Trends aufgrund der Rotation des Wandlers kann der Schätzfehler abgeschätzt werden. Es zeigte sich, daß der Schätzfehler durch die Korrektur in diesem Beispiel um 8 dB verringert wurde.

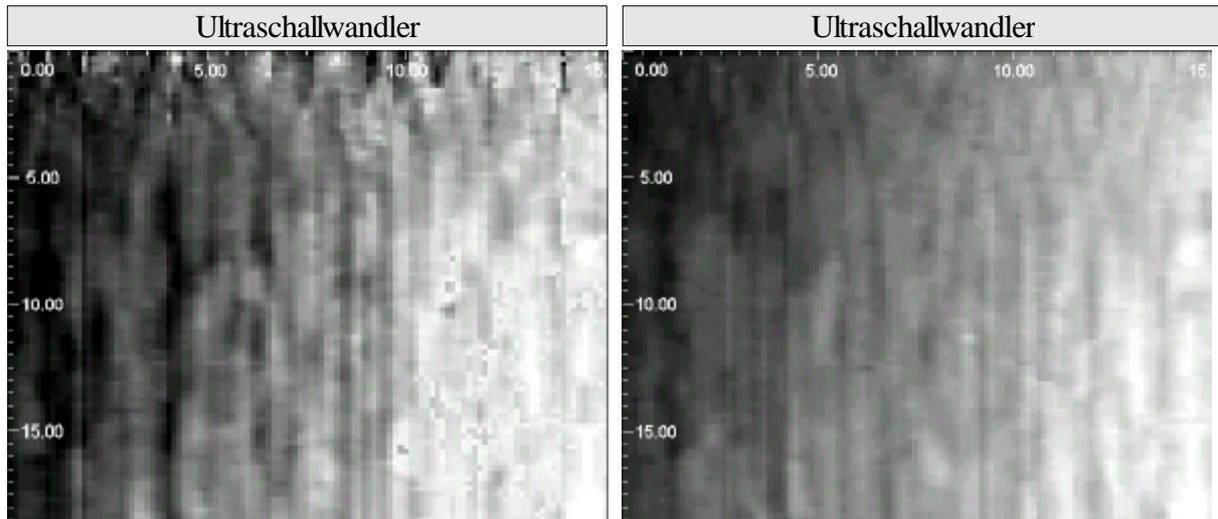


Abbildung 7.4.1: Grauwertkodierte Verschiebungsschätzungen der axialen Verschiebung zweier Ultraschallbilder eines Schwammphantoms, geschätzt ohne Kompensation lateraler Bewegungen (links) und mit Kompensation lateraler Bewegungen (rechts). Das Schwammphantom wurde zwischen der Aufnahme der Bilder lediglich translatorisch und etwas rotatorisch bewegt, nicht komprimiert (Abmessungen in mm).

Die Genauigkeit der Schätzung lateraler Verschiebungen wurde mit einem zweiten Phantomexperiment abgeschätzt [78]. Ein hochfrequenter Datensatz mit 200 A-Linien wurde so in zwei Hälften von je 100 A-Linien geteilt, daß der eine Datensatz die A-Linien mit geraden und der andere Datensatz die A-Linien mit ungeraden Nummern enthält. Der laterale Versatz dieser Datensätze beträgt genau eine halbe A-Linie, bezogen auf eine neue, von 1-100 zählende Numerierung der A-Linien. Eine Schätzung der lateralen Verschiebung ($T_F = 100$ Abtastwerte, $N_L = 9$) ergab bei diesem Experiment einen Schätzfehler (rms) von 8 % einer A-Linie. Genauigkeiten in dieser Größenordnung reichen in der Regel aus, um die Einflüsse der lateralen Gewebewebungen effektiv zu korrigieren.

7.4.1.2 Kompressionsmessungen an Phantomen

In Kapitel 4.5.3 wurde die Genauigkeit der Kompressionsschätzung anhand simulierter Ultraschallechodaten abgeschätzt. Will man die Ergebnisse dieser Simulationen mit Phantommessungen vergleichen, so stößt man auf das Problem, daß es unmöglich ist, eine genau definierte und örtlich gleichmäßig verteilte Kompression auf ein Phantom auszuüben. In Kapitel 4.5.3 stellte sich aber auch heraus, daß der Fehler der Kompressionsschätzung für kleine Kompressionen von der Kompression selbst unabhängig ist. Daher können die Teile des Fehlers der Kompressionsschätzung, die nicht von Gewebewebungen herrühren, abgeschätzt werden, indem zwei Ultraschalldatensätze eines homogenen Gewebephantoms aufgenommen werden, ohne daß eine Kompression des Phantoms stattfindet. Aus diesen Ultraschalldatensätzen kann anschließend die Kompression geschätzt und mit dem Sollwert Null verglichen werden. Das Ergebnis eines

solchen Versuchs ist in Abbildung 7.4.2 dargestellt, wobei das Off-Line Elastographiesystem verwendet wurde. Als Gesamtbeobachtungsdauer zur Berechnung des Kompressionsbildes wurden $T_G = 150$ Abtastwerte und eine Fensterlänge $T_W = 32$ Abtastwerte gewählt. In dieser Abbildung wird der mittlere Fehler der Kompressionsschätzung über der Tiefe dargestellt und mit der Cramer-Rao-Schranke für verschiedene Signal-zu-Störabstände der hochfrequenten Echodaten verglichen. Da dieser Signal-zu-Störabstand mit zunehmender Tiefe aufgrund von Dämpfung und Beugung abnimmt, wird auch die Kompressionsschätzung dort ungenauer.

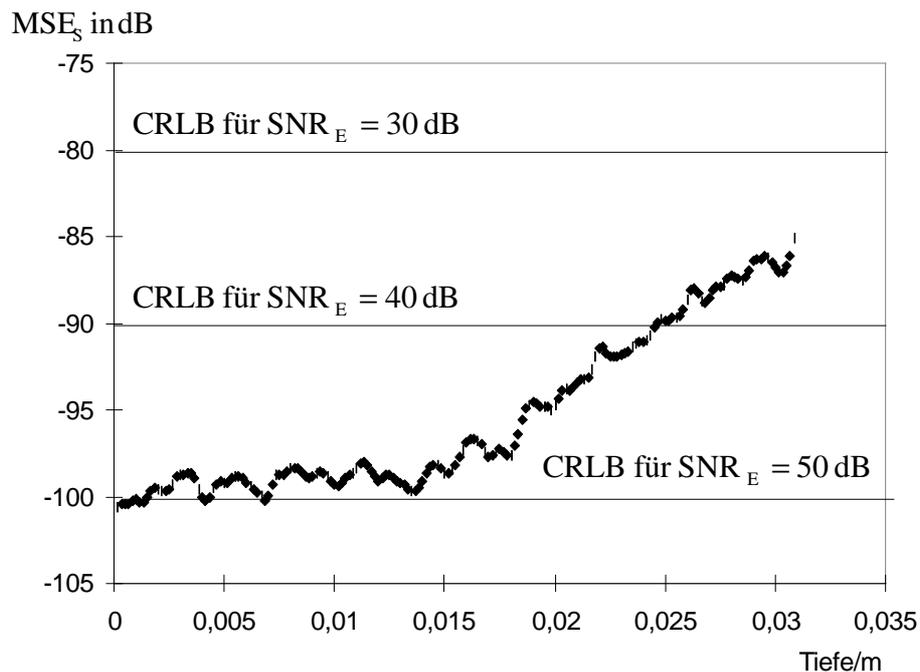


Abbildung 7.4.2: Fehler der Kompressionsschätzung in einem Schwammphantom über der Tiefe

In Abbildung 7.4.3 ist ein Kompressionsbild eines Schwammphantoms dargestellt. Kompressionsbilder werden in dieser Arbeit stets grauwertkodiert dargestellt. Die Grauwertkodierung erfolgt stets in der in Abbildung 7.4.3 dargestellten Weise: helle Grauwerte kennzeichnen Bereiche großer Dehnungen, dunklere Grauwerte kennzeichnen Bereiche geringer Dehnung. In den folgenden Kompressionsbildern wird auf einen Farbbalken, der diese Zuordnung kennzeichnet, verzichtet.

In der Abbildung 7.4.3 dargestellte Schwammphantom wurde mit einem Geliermittel (Agar-Agar) eine Verhärtung eingebracht. Da sich die akustischen Eigenschaften des Schwammes durch das Geliermittel nicht ändern, ist die Verhärtung im B-Bild nicht sichtbar (Abbildung 7.4.6). Das Kompressionsbild zeigt die typische Verteilung der Kompression bei Versuchen, in denen ein harter Einschluss in einem weichen Hintergrund komprimiert wird. Derartige Kompressionsverteilungen wurden von verschiedenen Autoren in FEM-Simulationen berechnet, z. B. in [19].

Die hochfrequenten Echodaten für dieses Kompressionsbild wurden mit dem Off-Line Elastographiesystem aufgenommen. Der Schwamm wurde in drei Stufen um insgesamt 0,5 % komprimiert. Das Kompressionsbild wird in Abbildung 7.4.3 tiefenkorrigiert dargestellt. Als Korrekturfunktion (gemäß Kapitel 4.4) wurde eine proportional zur Tiefe ansteigende (und damit lineare) Funktion gewählt. Zur Berechnung wurde eine Gesamtbeobachtungsdauer von $T_G = 240$ Abtastwerten verwendet. Die Fensterlänge beträgt $T_F = 32$ Abtastwerte. Die Verschiebungsberechnung erfolgt mit logarithmischer Kompression der Einhüllenden. Zunächst wurde die Kompression aus den Zeitverschiebungen durch einen einfachen Kleinste-Quadrate-Schätzer geschätzt und nicht durch einen verallgemeinerten Kleinste-Quadrate-Schätzer. Die Phantomaufnahme demonstriert, daß mit Hilfe der Elastographie Informationen über das Gewebe gewonnen werden können, die im herkömmlichen B-Bild nicht sichtbar sind.

In Kapitel 4.5.3 wurde gezeigt, daß die Genauigkeit der Kompressionsschätzung bei gleicher Gesamtbeobachtungsdauer T_G mit zunehmender Fensterlänge T_F zur Verschiebungsschätzung abnimmt. Dieser Effekt ist weniger stark ausgeprägt, wenn eine logarithmische Kompression verwendet wird. Dieses Ergebnis wird anhand einer Phantomaufnahme validiert, indem das in Abbildung 7.4.3 dargestellte Kompressionsbild mit Fensterlängen von 64 bzw. 128 Abtastwerte berechnet wurde. Das Ergebnis wird in Abbildung 7.4.4 dargestellt. Zusätzlich wird ein Kompressionsbild dargestellt, welches ohne logarithmische Kompression mit $T_F = 128$ Abtastwerte berechnet wurde. Die Verschlechterung der Bildqualität bei größeren Fensterlängen, insbesondere wenn auf die logarithmische Kompression verzichtet wird, ist deutlich erkennbar.

In Abbildung 7.4.5 wurde zur Schätzung der Kompression aus den Zeitverschiebungen der in Kapitel 4.1.4 vorgestellte verallgemeinerte Kleinste-Quadrate-Schätzer verwendet. Eine Verringerung des Rauschens gegenüber Abbildung 7.4.3 ist zu erkennen.

In Abbildung 7.4.7 wird ein Kompressionsbild dargestellt, welches mit dem Echtzeit-Elastographiesystem erstellt wurde. Auch bei diesem Bild wurde ein Multikompressionsansatz verwendet, indem, wie in Kapitel 6.2 beschrieben, eine zeitliche IIR-Filterung der Kompressionsbilder durchgeführt wird. Der verwendete Faktor p_M aus Gleichung (4.3.2) wurde zu 0,75 gewählt. Es zeigt sich, daß die Qualität des Kompressionsbildes nicht deutlich von den Off-Line berechneten Elastogrammen abweicht.

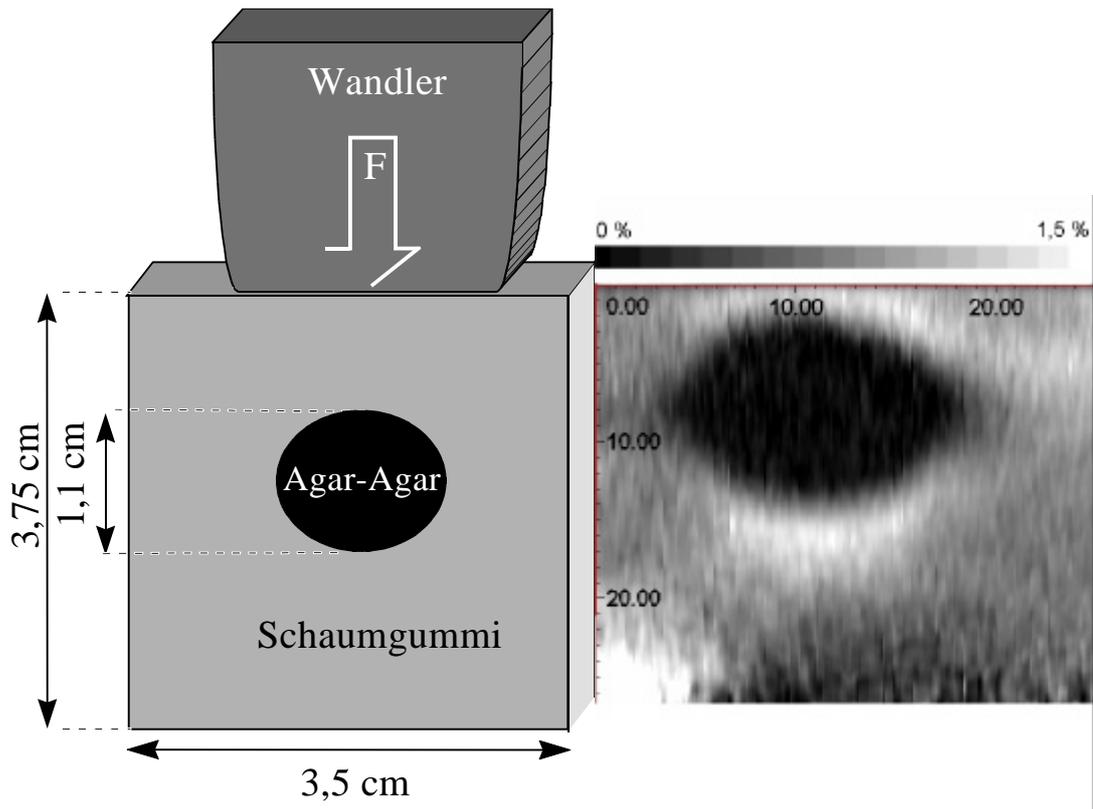


Abbildung 7.4.3: Kompressionsbild eines Schwammphantoms, in das mit einem Geliermittel (Agar-Agar) eine Verhärtung eingebracht wurde ($T_F = 32$ Abtastwerte).

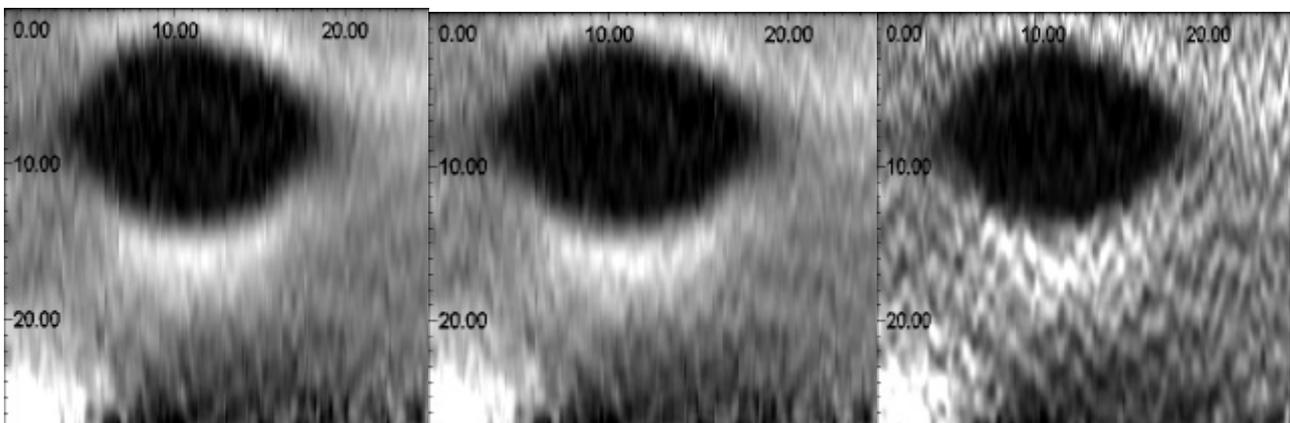


Abbildung 7.4.4: Kompressionsbild aus Abbildung 7.4.3, berechnet mit einer Fensterlänge von 64 Abtastwerten (links), 128 Abtastwerten (Mitte) sowie 128 Abtastwerten, aber ohne logarithmische Kompression (rechts).

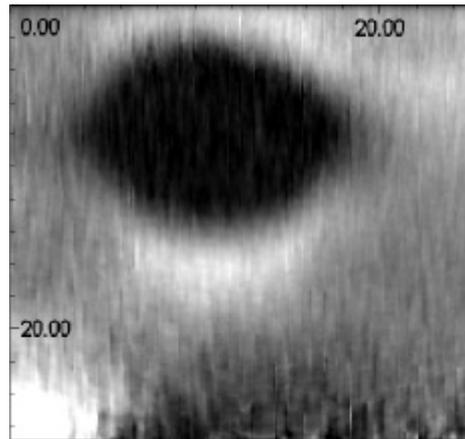


Abbildung 7.4.5: Kompressionsbild, geschätzt mit einer Fensterlänge von 32 Abtastwerten. Die Kompression wurde aus den Zeitverschiebungen mit einem verallgemeinerten Kleinste-Quadrate-Schätzer berechnet.

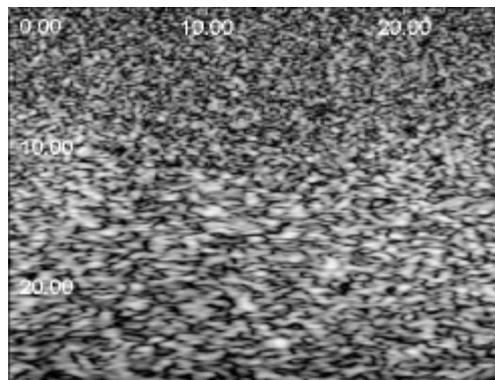


Abbildung 7.4.6: B-Bild der gleichen Schnittenebene wie die oben gezeigten Kompressionsbilder.

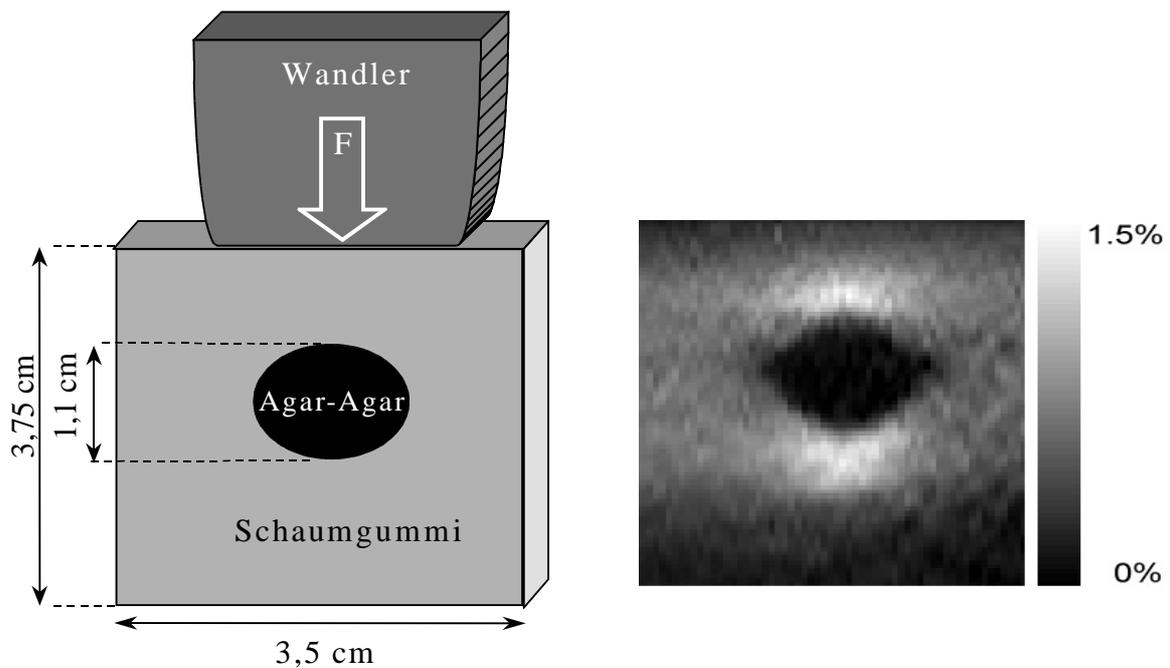


Abbildung 7.4.7: Kompressionsbild eines weichen Schwammes mit hartem Einschluss (Agar-Agar), berechnet mit dem Echtzeit-Elastographiesystem. Der Versuchsaufbau wird links skizziert.

7.4.2 In-vivo Ergebnisse

Die Eignung des Verfahrens für die Muskelsonographie wird in diesem Kapitel an zwei Beispielen demonstriert. Das erste Beispiel Abbildung 7.4.8 zeigt ein Lipom in der Oberschenkelmuskulatur. Das Lipom, welches nach der Aufnahme entnommen und histologisch untersucht wurde, befand sich sehr dicht unter der Hautoberfläche und war tastbar. Es war deutlich härter als das umliegende Gewebe und stellt sich daher im Kompressionsbild dunkel dar. Das Lipom ist im Kompressionsbild deutlicher zu erkennen als im B-Bild, welches durch Speckle gestört ist. Die hochfrequenten Echodaten wurden mit dem Echtzeit-Elastographiesystem aufgenommen. Aus den abgespeicherten hochfrequenten Echodaten wurden anschließend Kompressionsbilder mit einer gegenüber dem Echtzeitsystem größeren Anzahl von Bildpunkten berechnet.

Bei dem zweiten Beispiel handelt es sich um den linken medialen Strang einer nicht traumatisierten Rückenstreckmuskulatur im unteren Lendenwirbelbereich. Die hochfrequenten Echodaten für dieses Bild wurden mit dem Off-Line Elastographiesystem und dem mechanischen Kompressionsapplikator aufgenommen. Für die Berechnung dieses Bildes kam das Korrekturverfahren für laterale Bewegungen zum Einsatz. Es zeigt sich, daß im Kompressionsbild Strukturen, wie z. B. Sehnen und Faszien, innerhalb der Rückenmuskulatur deutlicher zu erkennen sind (siehe Pfeile).

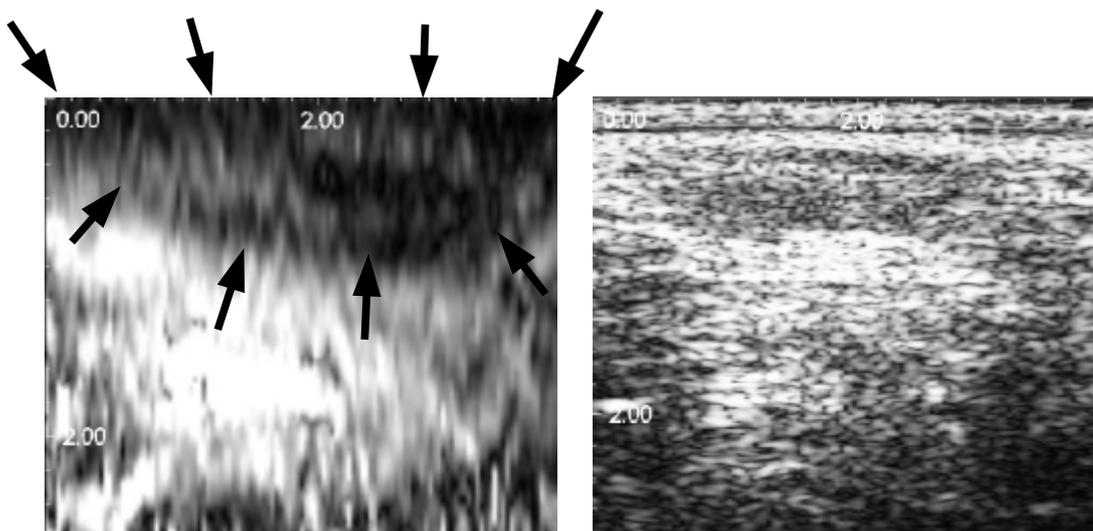


Abbildung 7.4.8: Kompressionsbild (links) und B-Bild (rechts) eines Lipoms in der Oberschenkelmuskulatur

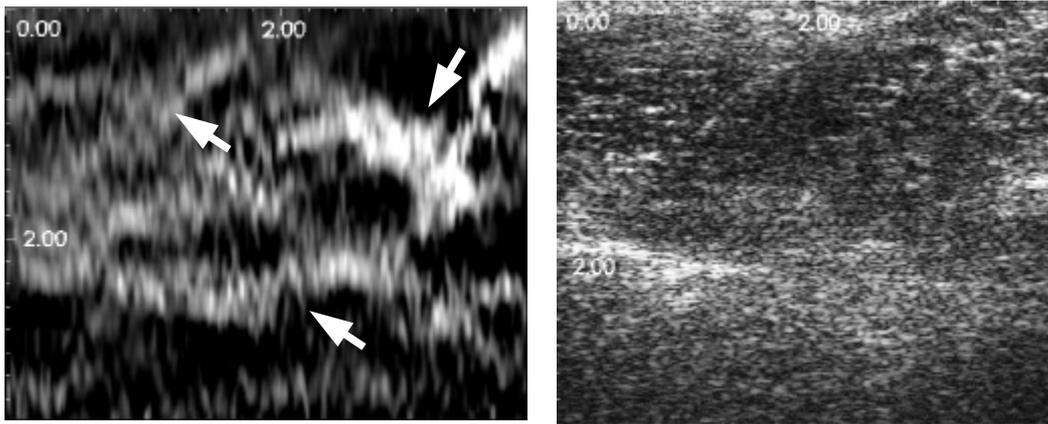


Abbildung 7.4.9: Kompressionsbild (links) und konventionelles B-Bild (rechts) einer nicht-traumatisierten Rückenmuskulatur. Abmessungen in cm. Details wie Faszen und Sehnen sind im Kompressionsbild besser erkennbar (siehe Pfeile)

7.5 Diskussion

Die in vitro und in vivo-Aufnahmen, die in dieser Arbeit vorgestellt wurden, zeigen, daß die entwickelten Abbildungsverfahren in der Muskelsonographie an unterschiedlichen Stellen sinnvoll zum Einsatz kommen können.

Bei Anwendungen, an denen das konventionelle B-Bild diagnostisch nutzbare Informationen bietet, die aber aufgrund des überlagerten Speckles stark gestört werden, ist die URCT eine sinnvolle Erweiterung dieses Verfahrens. Es hat sich gezeigt, daß bei diesem Verfahren besonderer Wert darauf gelegt werden muß, daß Bewegungen während der Aufnahme entweder verhindert oder kompensiert werden, um eine starke Verschlechterung der Auflösung des Compoundingbildes zu verhindern. Das in Kapitel 5.4.2 vorgestellte Verfahren, welches Bewegungen durch die Atmung aus den aufgenommenen Ultraschallbildern schätzt und kompensiert, hat sich in diesem Zusammenhang als ein effektives Mittel erwiesen, atmungsbedingte Bewegungen zu kompensieren. Nach einer solchen Korrektur haben Compoundingbilder auch bei in vivo Aufnahmen eine ähnliche Auflösung wie das herkömmliche B-Bildverfahren, aber deutlich reduziertes Speckle.

Die in Kapitel 7.1 abgebildeten Beispiele demonstrieren, daß das Verfahren der URCT die Abbildungsqualität konventioneller B-Bilder auf verschiedene Weise, vor allem aber durch die Reduktion des Speckles, entscheidend verbessert. Ein weiterer Vorteil, der insbesondere bei der Diagnose der Rückenstreckmuskulatur nach einer Bandscheibenoperation von Nutzen ist, ist der größere Bildbereich, der den Seitenvergleich der traumatisierten und nicht-traumatisierten Rückenstreckmuskulatur ermöglicht. Anhand der Compoundingbilder der Rückenstreckmuskulatur kann die Schädigungen der Faszie durch eine Bandscheibenoperation sicherer nachgewiesen werden als durch das B-Bild. Andere Schädigungen, wie z. B. Schädigungen des Muskelgewebes selbst durch Vernarbungen oder Veränderung des Muskelgewebes nach einer Schädigung des Nerven, zeigen sich im Compoundingbild und im konventionellen B-Bild nicht, oder sind anhand dieser

Bilder nur sehr unsicher diagnostizierbar. In diesen Fällen ist die Nutzung anderer Abbildungsverfahren sinnvoll, die Informationen nutzen, die von der Reflektivität unabhängig sind. So hat sich gezeigt, daß quantitative Abbildungsverfahren, die die Specklestatistik auswerten, wie etwa der Co-occurrence Parameter ASM oder Parameter der verallgemeinerte K-Verteilung, solche von der Reflektivität unabhängige Informationen beinhalten. An einem Beispiel in Abbildung 7.3.3 und Abbildung 7.3.4 konnte gezeigt werden, daß dadurch Veränderungen der Rückenstreckmuskulatur dargestellt werden können, die im Compoundingbild nicht sichtbar waren. Aufgrund der Nutzung multidirektionaler Echodaten liegt die Auflösung dieser Bilder dabei nicht wesentlich unter dem des Compoundingbildes, und die Qualität dieser Bilder wird nicht sehr durch Inhomogenitäten der Reflektivität beeinflusst. Verfahren, die die Frequenzabhängigkeit der Rückstreuung auswerten, ergaben in in-vivo Versuchen keine neue diagnostisch nutzbare Information.

Denervierungen des medialen Strangs der Rückenstreckmuskulatur gehen meist mit einer Verringerung des Querschnitts einher, die im Seitenvergleich der nicht-traumatisierten und der traumatisierten Seite oder aber im Langzeitverlauf erkannt werden kann. Die sichere Bestimmung des Muskelquerschnitts ist insbesondere lateral schwierig, da die Muskulatur dort nicht durch das Faszettengelenk oder die stark reflektierende Faszie begrenzt wird. Es hat sich gezeigt, daß Bilder der akustischen Dämpfung die Abgrenzung des medialen vom lateralen Strang unterstützen können. Anhand von Phantombildern konnte gezeigt werden, daß das in dieser Arbeit entwickelte Verfahren der Dämpfungsschätzung aus multidirektionalen Echodaten in der Lage ist, Dämpfung sicher von Reflektivität zu unterscheiden. Die Auflösung ist allerdings im Vergleich zu allen anderen in dieser Arbeit vorgestellten Verfahren deutlich geringer, so daß Details wie Vernarbungen oder die Durchtrennung der Faszie nicht sichtbar gemacht werden können.

Ein weiteres in dieser Arbeit vorgestelltes Verfahren, die Elastographie, ist ebenfalls in der Lage, von der Reflektivität unabhängige Information darzustellen. Dies zeigen am deutlichsten die Phantomaufnahmen, aber auch die in-vivo Aufnahmen der Rückenstreckmuskulatur. Die Kompressionsbilder stellen die innere Struktur der Muskulatur deutlich kontrastreicher dar als das B-Bild. Ein bedeutender Vorteil gegenüber den quantitativen Abbildungsverfahren, die in dieser Arbeit vorgestellt wurden, ist die Echtzeitfähigkeit der Elastographie. Die Echtzeitfähigkeit konnte durch das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Verfahren der Phasennullstellensuche erstmals erreicht werden. Die Aufnahmen, die mit dem Echtzeitsystem erzielt wurden, zeigen, daß Elastographiebilder in Zukunft ebenso einfach aufgenommen werden können wie konventionelle B-Bilder, was gegenüber den Verfahren, die auf multidirektionalen Echodaten basieren und zum Teil deutlich rechenaufwendiger sind, einen großen praktischen Vorteil darstellt. Die Qualität der Kompressionsbilder des Echtzeit-Elastographiesystems, insbesondere der in-vivo-Bilder, leidet zur Zeit vor allem noch unter Artefakten durch Bewegungen des Gewebes in lateraler oder Elevationsrichtung, die reduziert werden könnten, wenn die Bildrate des Echtzeit-Elastographiesystems erhöht würde. Eine solche Erhöhung würde die Kompression und Bewegungen zwischen zwei aufeinanderfolgenden Ultraschallbildern verringern, ohne den Signal-zu-Störabstand der

Kompressionsschätzung zu verschlechtern, was in Kapitel 4.5.3.4 gezeigt wurde. Bewegungsartefakte können andererseits auch durch Schätzung und Kompensation der Bewegung in lateraler Richtung verringert werden. Ein Verfahren dazu wurde in Kapitel 4.5.4 vorgestellt und anhand von Phantomaufnahmen in Kapitel 7.4.1.1 validiert. Solche Verfahren sind allerdings bisher noch nicht echtzeitfähig und berücksichtigen meist keine Bewegungen in Elevationsrichtung. Eine Erhöhung der Anzahl der zur Kompression verwendeten Ultraschallbilder erscheint daher sinnvoller.

Andere Fehlerquellen können durch geeignete Parameterwahl bei der Kompressionsschätzung deutlich reduziert werden. Die in Kapitel 4.5.3 anhand von Simulation hergeleiteten Ergebnisse konnten in Kapitel 7.4.1.2 anhand von Phantomaufnahmen bestätigt werden. In der Regel ist es sinnvoll, die Fensterlänge zur Zeitverschiebungsschätzung so klein wie möglich zu wählen. Dies ist bei in-vivo Aufnahmen zum Teil allerdings dadurch nicht möglich, daß aufgrund von Bewegungsartefakten die Fensterlänge nicht verringert werden kann, um ein Aliasing der Zeitverschiebungsschätzung zu vermeiden. Die Nachteile größerer Fensterlängen können in diesem Fall durch eine logarithmische Kompression der Einhüllenden deutlich reduziert werden. Im Echtzeit-Elastographiesystem konnte die logarithmische Kompression allerdings aufgrund des Zeitaufwandes noch nicht angewendet werden. Insgesamt zeigt sich die Notwendigkeit der Erhöhung der Bildrate, die dazu führen würde, daß Bewegungsartefakte weiter unterdrückt würden.

8 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurden verschiedene quantitative Ultraschallabbildungsverfahren für die Muskeldiagnostik entwickelt. Ziel war die kontrastreichere Abbildung von Muskeln, speziell der Rückenstreckmuskulatur nach Bandscheibenoperationen. Es wurden zwei unterschiedliche Ansätze verfolgt.

Das erste Konzept beruht auf der Aufnahme und Auswertung multidirektionaler Echodaten. Dabei wird derselbe Gewebeabschnitt aus mehreren Richtungen beschallt. Die Specklemuster der einzelnen sich daraus ergebenden Ultraschallbilder sind bei geeigneter Wahl der Positionen, an denen Bilder aufgenommen werden, unkorreliert. Die auf diese Weise erhöhte Menge an stochastisch unabhängigen Echodaten wurde dazu genutzt, Gewebeparameter genauer und hochauflösender zu berechnen. Das Verfahren der Ultraschall-Reflexions-Tomographie (URCT) macht sich die stochastische Unabhängigkeit zu Nutze, indem B-Bilder der gleichen Schnittebene gemittelt werden. Das resultierende Compoundingbild ist deutlich weniger durch Speckle gestört. Die so erzielte ungestörte Abbildung der Reflektivität erleichtert die Diagnose. Am Beispiel der Rückenstreckmuskulatur nach Bandscheibenoperationen konnte gezeigt werden, daß die Abbildung der Morphologie der Muskulatur nach der Traumatisierung dadurch deutlich verbessert wird. Es zeigte sich, daß das Verfahren ähnliche Auflösungseigenschaften wie das B-Bild, aber einen deutlich erhöhten Kontrast aufweist. Allerdings müssen Bewegungen durch Atmung während der Aufnahme kompensiert werden. Dazu wurde ein Verfahren entwickelt, welches diese Bewegungen, die bis zu 5 mm betragen, anhand des Eintrittsechos des Rückens schätzt. Die URCT reicht allerdings nicht aus, um alle diagnostischen Ziele bei der Diagnostik der Rückenstreckmuskulatur zu erreichen. Für spezielle Anwendungsfälle weisen andere quantitative Abbildungsverfahren einen deutlich höheren Kontrast auf. In dieser Arbeit wurde ein Verfahren entwickelt, welches die frequenzabhängige Dämpfung aus multidirektionalen Echodaten schätzt. Die multidirektionalen Echodaten ermöglichen eine eindeutige Unterscheidung von Dämpfung und Rückstreuung. Die Dämpfungsbilder erleichtern die Segmentierung des medialen Anteils der Rückenstreckmuskulatur. Damit kann der Muskelquerschnitt genauer ermittelt werden, was für die Diagnose von Atrophien durch operationsbedingte Schädigung der Nerven wichtig ist.

Ein Problem anderer quantitativer Ultraschallabbildungsverfahren, die z.B. Parameter, welche die Speckletextur beschreiben, extrahieren und ortsaufgelöst darstellen, ist, daß dazu eine große Menge stationärer Echodaten benötigt wird, welche aus homogenen Gewebebereichen stammen müssen. Mit den multidirektionalen Echodaten wird diese Bedingung dadurch erfüllt, daß aufgrund der Richtungsvielfalt unkorrelierte Echodaten mit gleichen stochastischen Eigenschaften zur Verfügung stehen. Zur Auswertung der Statistik erster Ordnung, welche durch die verallgemeinerte K-Verteilung beschrieben wird, wurde ein Maximum-Likelihood-Schätzer für die Parameter dieser Verteilung entwickelt. Ortsaufgelöste Bilder der Parameter zeigen von der Reflektivität

unabhängige Informationen. In Bildern der Rückenstreckmuskulatur konnten so im Seitenvergleich der traumatisierten und der nicht-traumatisierten Seite Unterschiede sichtbar gemacht werden, die im Compoundingbild und im konventionellen B-Bild nicht sichtbar sind. Die so gewonnenen Parameterbilder weisen eine Auflösung auf, die mit der Auflösung des B-Bildes vergleichbar ist. Für die Auswertung der Statistik zweiter Ordnung der Echodaten wurden Co-occurrence Parameter aus multidirektionalen Echodaten geschätzt und orts aufgelöst abgebildet. Diese Bilder zeigen ebenfalls von der Reflektivität unabhängige Informationen des Gewebes, die bei der Diagnose der Rückenstreckmuskulatur in ähnlicher Weise wie die aus der Statistik erster Ordnung extrahierten Parameter genutzt werden können.

Das zweite Abbildungskonzept, das in dieser Arbeit zum Einsatz kam, ist die Abbildung elastischer Gewebeeigenschaften mit Hilfe der Elastographie. Dieses Verfahren wertet mehrere Ultraschallbilder aus und berechnet die lokale Kompressionen des Gewebes, die zwischen der Aufnahme der Ultraschallbilder äußerlich angebracht wurde. Mit diesem Verfahren lassen sich Informationen über das Gewebe gewinnen und abbilden, die in den Echodaten eines einzelnen B-Bildes nicht enthalten sind. Das Verfahren ist in der Lage, Bilder der Rückenmuskulatur zu erzielen, die einen gegenüber dem B-Bild deutlich höheren Kontrast aufweisen.

In dieser Arbeit sind die Schätzverfahren zur Schätzung der lokalen Kompression aus Ultraschallechodaten entscheidend verbessert worden. Es wurde ein neues Verfahren zur Schätzung von Zeitverschiebungen, die Phasennullstellensuche, entwickelt. Die hohe Recheneffizienz des Verfahrens ermöglicht nunmehr die echtzeitfähige Anwendung der Elastographie, was ihre klinische Anwendbarkeit auch in anderen Bereichen als der Muskeldiagnostik entscheidend verbessert. Die Elastographie war bisher eine Technik, die eine zum Teil sehr rechenaufwendige Auswertung der aufgenommenen Ultraschallechodaten erforderte. Die Echtzeitfähigkeit wurde an einem Aufnahmesystem demonstriert, welches Elastographiebilder mit 3,75 Bildern/Sekunde berechnet und darstellt. Die Kompressionsschätzung mit Hilfe der Phasennullstellensuche wurde durch Simulationen validiert und optimiert. Diese Simulationen zeigen, daß das Verfahren bei richtiger Wahl aller einstellbaren Parameter (Fensterlängen, etc.) nahezu ideal ist, da die Cramer-Rao-Schranke fast erreicht wird. Für die Einstellung der Parameter wurden Empfehlungen abgeleitet, die zusammen mit einer neu entwickelten logarithmischen Kompression der Einhüllenden der Echosignale, auch in inhomogenen Medien, wie sie in der Muskeldiagnostik auftreten, eine genaue Schätzung der Kompression ermöglichen.

9 Literaturverzeichnis

- [1] S. K. Alam, J. Ophir, E. E. Konofagou, "An adaptive strain estimator for elastography," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 45, S. 461-472, 1998.
- [2] D. E. Amos, "A portable package for bessel functions of a complex argument and nonnegative order," *ACM Transactions on Mathematical Software*, Vol. 12, S. 265-273, 1986.
- [3] R. Barakat, "Weak-scatterer generalization of the K-density function with application to laser scattering in atmospheric turbulence," *J. Opt. Soc. Am A*, Vol. 3, S. 401-409, 1986.
- [4] O. Basset, Z. Sun, J. L. Mestas, G. Gimenez, "Texture analysis of ultrasonic images of the prostate by means of co-occurrence matrices," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 15, S. 218-237, 1993.
- [5] G. Berger, P. Laugier, M. Fink, J. Perrin, "Optimal precision in ultrasound attenuation estimation and application to the detection of Duchenne muscular dystrophy carriers," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 9, Nr. 1, S. 1-17, 1987.
- [6] M. Berson, A. Roncin, L. Pourcelot, "Compound scanning with an electrically steered beam," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 3, S. 303-308, 1981.
- [7] J. W. Betz, "Comparison of the Deskewed Short-Time Correlator and the Maximum Likelihood Correlator," *IEEE Trans. Acoust. Speech Sig. Proc.*, Vol. 32, Nr. 2, S. 285-294, 1984.
- [8] J. W. Betz, "Effects on uncompensated relative time companding on a broad-band cross correlator," *IEEE Trans. Acoust. Speech Sig. Proc.*, Vol. 33, Nr. 3, S. 505-510, 1985.
- [9] M. Bilgen, M. F. Insana, "Covariance analysis of time delay estimates for strained signals," *IEEE Trans. Signal Proc.*, Vol. 46, Nr. 10, S. 2589-2600, 1998.
- [10] J. F. Böhme, *Stochastische Signale*, Stuttgart, Teubner Studienbücher, 1993.
- [11] I. N. Bronstein, K. A. Semendjajew, *Taschenbuch der Mathematik*, Thun, Frankfurt (Main), Verlag Harri Deutsch, 1985.
- [12] C. B. Burkhardt, "Speckle in ultrasound B-mode scans," *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics*, Vol. 25, S. 1-6, 1978.

- [13] I. Céspedes, J. Ophir, "Reduction of image noise in elastography," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 15, Nr. 2, S. 89-102, 1993.
- [14] I. Céspedes, *Elastography: imaging biological tissue elasticity*, Houston, Texas, Dissertation, University of Houston, Department of Electrical Engineering, 1993.
- [15] I. Céspedes, J. Ophir, H. Ponnekanti, N. Maklad, "Elastography: elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 15, Nr. 2, S. 73-88, 1993.
- [16] I. Céspedes, Y. Huang, J. Ophir, S. Spratt, "Methods for the estimation of subsample time delays of digitized echo signals," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 17, S. 142-171, 1995.
- [17] E. I. Céspedes, C. L. de Korte, A. F. W. van der Steen, "Intravascular Ultrasonic Palpation: assessment of local wall compliance," *Proc. of the 1997 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1079-1082, 1997.
- [18] E. I. Céspedes, C. L. de Korte, A. F. W. van der Steen, "Echo decorrelation from displacement gradients," *Ultrasonics*, Vol. 36, Nr. 661, S. 666-0, 1998.
- [19] P. Chaturvedi, M. F. Insana, T. J. Hall, "2-D Companding for noise reduction in strain imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 45, Nr. 1, S. 179-191, 1998.
- [20] L. Clifford, P. Fitzgerald, D. James, "Non-Rayleigh first-order statistics of ultrasonic backscatter from normal myocardium," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 19, S. 487-495, 1993.
- [21] M. J. T. M. Cloostermans, J. M. Thijssen, "A beam corrected estimation of the frequency dependent attenuation of biological tissues from backscattered ultrasound," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 5, S. 136-147, 1983.
- [22] N. A. Cohn, S. Y. Emelianov, M. A. Lubinski, M. O'Donnell, "An elasticity microscope. Part I: methods," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 44, S. 1304-1319, 1997.
- [23] P. G. M. de Jong, T. Arts, A. P. G. Hoeks, R. S. Renemann, "Determination of time motion velocity by correlation interpolation of pulsed ultrasonic echo signals," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 12, S. 84-98, 1990.
- [24] P. G. M. de Jong, T. Arts, A. P. G. Hoeks, R. S. Renemann, "Experimental evaluation of the correlation interpolation technique to measure regional tissue velocity," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 13, S. 145-161, 1991.

- [25] C. L. de Korte, A. F. W. van der Steen, B. H. J. Dijkman, C. T. Lancée, "Performance of time delay estimation methods for small time shifts in ultrasonic signals," *Ultrasonics*, Vol. 35, Nr. 4, S. 263-274, 1997.
- [26] M. Dias, J. M. N. Leitão, "Wall position and thickness estimation from sequences of echocardiographic images," *IEEE Trans Med. Imag.*, Vol. 15, Nr. 1, S. 25-38, 1996.
- [27] V. Dutt, J. Greenleaf, "Speckle analysis using signal to noise ratios based on fractional order moments," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 17, S. 251-268, 1995.
- [28] S. Y. Emelianov, R. Q. Erkamp, M. A. Lubinski, A. R. Skovoroda, M. O'Donnell, "Non-linear tissue elasticity: adaptive elasticity imaging for large deformations," *Proc. of the 1998 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1753-1756, 1998.
- [29] A. Fettweis, *Elemente Nachrichtentechnischer Systeme*, Stuttgart, Teubner Studienbücher, 1990.
- [30] S. G. Foster, W. D. O'Brien, P. M. Embree, "Flow velocity profile via time-domain correlation: error analysis and computer simulation," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 37, S. 164-175, 1990.
- [31] B. Friedlander, "On the Cramer-Rao bound for time delay and doppler estimation," *IEEE Trans. Inform. Theory*, Vol. 30, Nr. 3, S. 575-580, 1984.
- [32] B. Geiman, L. Bohs, M. Anderson, S. Brit, G. Trahey, "A comparison of algorithms for tracing sub-pixel speckle motion," *Proc. of the 1997 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1239-1242, 1997.
- [33] G. Georgiou, F. S. Cohen, "Statistical characterization of diffuse scattering in ultrasound images," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 45, S. 57-64, 1998.
- [34] G. H. Golub, *Matrix computations*, London, North Oxford Academic Publishers, 1986.
- [35] A. Hernandez, O. Basset, P. Chirossel, G. Giminez, "Spatial Compounding in ultrasonic imaging using an articulated scan arm," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 22, Nr. 2, S. 229-238, 1996.
- [36] B. Hete, K. K. Shung, "A Study of the relationship between mechanical and ultrasonic properties of dystrophic and normal skeletal muscle," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 21, Nr. 3, S. 343-352, 1995.
- [37] D. Hiller, H. Ermert, "System analysis of ultrasound reflection mode computerized tomography," *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics*, Vol. 31, S. 240-250, 1984.

- [38] M. F. Insana, P. Chaturvedi, T. J. Hall, M. Bilgen, "3-D Companding using linear arrays for improved strain imaging," *Proc. of the 1997 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1435-1438, 1997.
- [39] E. Jakeman, R. J. A. Tough, "Generalized K distribution: a statistical model for weak scattering," *J. Opt. Soc. Am A*, Vol. 4, S. 1764-1772, 1987.
- [40] J. A. Jensen, *Estimation of blood velocities using ultrasound: a signal processing approach*, New York, NY, Cambridge University Press, 1996.
- [41] I. R. Joughin, D. B. Percival, D. P. Winebrenner, "Maximum Likelihood Estimation of K distribution parameters for SAR data," *IEEE Trans. on Geosc. & Rem. Sens.*, Vol. 31, Nr. 5, S. 989-999, 1993.
- [42] F. Kallel, M. Bertrand, "Tissue elasticity reconstruction using linear perturbation method," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, Vol. 15, Nr. 3, S. 299-313, 1996.
- [43] F. Kallel, J. Ophir, "A least-square estimator for elastography," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 19, S. 195-208, 1997.
- [44] V. Kanstein, *Extraktion von Merkmalsparametern aus hochfrequenten Ultraschall-Rohdatensätzen eines Ultraschall-Spatial-Compounding-Systems*, Bochum, Diplomarbeit, Ruhr-Universität Bochum, Instiut für Hochfrequenztechnik, 1998.
- [45] A. Koch, *Entwicklung eines Ultraschall-Spatial-Compounding-Systems*, Bochum, Studienarbeit am Institut für Hochfrequenztechnik, Ruhr-Universität, 1998.
- [46] E. E. Konofagou, J. Ophir, F. Kallel, T. Varghese, "Elastographic dynamic range expansion using variable applied strains," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 19, Nr. 2, S. 145-166, 1997.
- [47] E. E. Konofagou, J. Ophir, "A new Elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and poisson's ratios in tissues," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 24, Nr. 8, S. 1183-1199, 1998.
- [48] J. Krämer, *Bandscheibenbedingte Erkrankungen*, Stuttgart, New York, Georg Thieme Verlag, 1997.
- [49] E. Krestel, *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*, Berlin und München, Siemens Aktiengesellschaft, 1988.
- [50] T. A. Krouskop, S. Vinson, B. Goode, D. Dougherty, "A pulsed doppler ultrasonic system for making noninvasive measurements of the mechanical properties of soft tissue," *J. Rehab. Res. Dev.*, Vol. 24, S. 1-8, 1987.

- [51] M. Krüger, A. Pesavento, H. Ermert, "Dreidimensionale Simulation und Optimierung der Ultraschall-Mammographie," *Biomedizinische Technik Ergänzungsband*, Vol. 41, S. 176-177, 1996.
- [52] M. Krueger, A. Pesavento, H. Ermert, K. M. Hiltawsky, L. Heuser, H. R. A. Jensen, "Ultrasonic strain imaging of the female breast using phase root seeking and three-dimensional optical flow," *Proc. of the 1998 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1757-1760, 1998.
- [53] M. Krueger, A. Pesavento, H. Ermert, K. M. Hiltawsky, L. Heuser, H. R. A. Jensen, "A new system for quantitative ultrasonic breast imaging of acoustic and elastic parameters," *Acoustical Imaging*, Vol. 24, Ed. H. Lee, Plenum Press, 1997.
- [54] M. Krüger, *Ein Modell für die morphologische und quantitative Abbildung akustisch inhomogener Medien mit Ultraschall*, Aachen, Dissertation Ruhr-Universität Bochum, Shaker Verlag, 1997.
- [55] R. Kuc, M. Schwartz, L. v. Micksky, "Parametric estimation of the acoustic attenuation coefficient slope for soft tissues," *Proc. of the 1976 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 44-46, 1976.
- [56] K. Küllmer, J. D. Rompe, P. Eysel, U. Harland, "Möglichkeiten und Grenzen der Interpretation von Muskelsonogrammen," *Unfallchirurgie*, Vol. 22, S. 12-19, 1996.
- [57] K. Küllmer, K. W. Sievers, C. D. Reimers, J. D. Rompe, W. M. Felber, M. Nägele, U. Harland, "Changes of sonographic, magnetic resonance tomographic, electromyographic and histopathologic findings within a 2-month period of examinations after experimental muscle denervation," *Arch Orthop Trauma Surg*, Vol. 117, S. 228-234, 1998.
- [58] R. M. Lerner, S. R. Huang, K. J. Parker, "Sonoelasticity images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 16, S. 231-239, 1990.
- [59] D. L. Liu, R. C. Waag, "Harmonic amplitude distribution in a wideband ultrasonic wavefront after propagation through human abdominal wall and breast specimens," *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 101, Nr. 2, S. 1172-1183, 1997.
- [60] A. Lorenz, L. Weng, H. Ermert, "A Gaussian model approach for the prediction of speckle reduction with spatial and frequency compounding," *Proc. of the 1996 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1097-1101, 1996.

- [61] A. Lorenz, H. Sommerfeld, M. Garcia-Schürmann, S. Philippou, T. Senge, H. E. . Philippou, T. Senge, H. Ermert, "Diagnosis of prostate carcinoma using multicompression strain imaging: data acquisition and first in vivo results," *Proc. of the 1998 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1761-1764, 1998.
- [62] A. Lorenz, H. Sommerfeld, M. Garcia-Schürmann, S. Philippou, T. Senge, H. Ermert, "A new system for the acquisition of ultrasonic multicompression strain images of the human prostate in vivo," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 46, Nr. 5, S. 1147-1154, 1999.
- [63] A. Lorenz, *Zwei neue Verfahren zur Früherkennung von Prostatatumoren mit diagnostischem Ultraschall*, Bochum, Dissertation Ruhr-Universität Bochum, 1999.
- [64] R. C. Molthen, P. M. Shankar, J. M. Reid, "Characterization of Ultrasonic B-Scans using non-Rayleigh statistics," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 21, Nr. 2, S. 161-170, 1995.
- [65] R. C. Molthen, P. M. Shankar, J. M. Reid, F. Forsberg, E. J. Halpern, C. W. Piccoli, B. B. Goldberg, "Comparison of the Rayleigh and K-distribution models using in vivo breast and liver tissue," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 24, Nr. 1, S. 93-100, 1998.
- [66] M. O'Donnell, S. Y. Emelianov, A. R. Skovorda, S. M. Shapo, "Quantitative Elasticity Imaging," *Proc. of the 1993 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 893-903, 1993.
- [67] M. O'Donnell, A. R. Skovoroda, B. M. Shapo, S. Y. Emelianov, "Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 41, S. 314-325, 1994.
- [68] B. J. Oosterveld, J. M. Thijssen, P. C. Hartman, R. L. Romijn, G. J. E. Rosenbusch, "Ultrasound attenuation and B-mode texture analysis of diffuse liver disease: Methods and preliminary results," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 36, S. 1039-1064, 1991.
- [69] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, X. Li, "Elastography, a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 13, Nr. 2, S. 111-134, 1991.
- [70] C. Pecorari, "On monitoring structural changes of anisotropic tissues by means of statistical analysis of ultrasonic images," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 15, S. 324-334, 1993.
- [71] C. Perrey, *Entwicklung eines Konzeptes zur Abbildung der mechanischen Dehnung am menschlichen Rücken mit Ultraschall*, Bochum, Diplomarbeit, Ruhr-Universität Bochum, Institut für Hochfrequenztechnik, 1998.
- [72] A. Pesavento, *Simulation der Feldverteilung stark fokussierter Ultraschallwandler*, Bochum, Studienarbeit, Institut für Hochfrequenztechnik, Ruhr-Universität Bochum, 1995.

- [73] A. Pesavento, *Inhomogenitätenmodelle zur Rekonstruktion der Ultraschall-Phasengeschwindigkeit in biologischen Medien*, Bochum, Diplomarbeit Lehrstuhl für Hochfrequenztechnik, Ruhr-Universität Bochum, 1996.
- [74] A. Pesavento, H. Ermert, E. Broll-Zeitvogel, J. Grifka, "Ultrasonic Reflection Tomography of Post-Discotomic Scarring," *Acoustical Imaging*, Vol. 23, S. 635-640, Ed. S Lees and L.A. Ferrari, Plenum Press, New York, 1997.
- [75] A. Pesavento, H. Ermert, E. Broll-Zeitvogel, J. Grifka, "Ultrasonic Reflection Tomography and tomographic parameter extraction for post-discotomic scarring diagnostics," *Proc. of the 1997 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1481-1484, 1997.
- [76] A. Pesavento, V. Burow, H. Ermert, "Compression of ultrasonic rf-data," *Proc. of the 1997 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1471-1474, 1997.
- [77] A. Pesavento, C. Perrey, M. Krueger, H. Ermert, "A time efficient and accurate strain estimation concept for ultrasonic elastography using iterative phase zero estimation," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 46, Nr. 5, S. 1057-1067, 1999.
- [78] A. Pesavento, H. Ermert, "Time-efficient and exact algorithms for adaptive temporal stretching and 2D-correlation for Elastographic imaging using phase information," *Proc. of the 1998 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1765-1768, 1998.
- [79] A. Pesavento, C. Perrey, H. Ermert, E. Broll-Zeitvogel, J. Grifka, "Ein Verfahren zur Abbildung der Dehnung an der menschlichen Rückenmuskulatur mit Ultraschall für die Unterstützung der Diagnose des Postdiskotomiesyndroms," *Biomedizinische Technik Ergänzungsband*, Vol. 43, Nr. 1, S. 148-149, 1998.
- [80] A. Pesavento, H. Ermert, E. Broll-Zeitvogel, J. Grifka, "High resolution imaging of generalized K-distribution parameters for ultrasonic diagnosis of muscle after back surgery," *Proc. of the 1998 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1353-1356, 1998.
- [81] A. Pesavento, A. Lorenz, H. Ermert, "System for real-time elastography," *Elec. Letters*, Vol. 35, Nr. 11, S. 941-942, 1999.
- [82] R. Pohle, D. Fischer, L. v. Rohden, "Computergestützte Gewebedifferenzierung bei der Skelettmuskelsonographie," *Quanson 1998*, 1998.
- [83] H. Ponnekanti, J. Ophir, I. Céspedes, "Axial stress distribution between coaxial compressors in elastography: an analytical model," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 18, Nr. 8, S. 667-673, 1992.

- [84] H. Ponnekanti, J. Ophir, I. Céspedes, "Ultrasonic imaging of the stress distribution in elastic media due to an external compressor," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 20, Nr. 1, S. 27-33, 1994.
- [85] W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, B. P. Flannery, *Numerical Recipes in C*, Cambridge, Cambridge University Press, 1992.
- [86] A. H. Quazi, "An overview on the time delay estimate in active and passive systems for target localization," *IEEE Trans. Acoust. Speech Sig. Proc.*, Vol. 29, S. 527-533, 1981.
- [87] J. P. Reilly, *Matrix Computations for Signal Processing*, EE731 Lecture Notes, McMaster University, 1998.
- [88] D. E. Robinson, P. C. Knight, "Computer reconstruction techniques in Compound Scan pulse-echo imaging," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 3, S. 217-234, 1981.
- [89] G. Röhrlein, *Computer-Tomographie mit Ultraschall-Echosignalen für die medizinische Diagnostik*, Erlangen, Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg, 1986.
- [90] R. L. Romijn, J. M. Thijssen, G. W. J. v. Beuningen, "Estimation of scatterer size from backscattered ultrasound: A simulation study," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 36, Nr. 6, S. 593-606, 1989.
- [91] H. D. Rott, H. Ermert, G. Röhrlein, "Ultraschallbefunde bei Muskeldystrophien," *Anthropologie und Humangenetik*, Vol. 16, S. 159, 1985.
- [92] R. W. Schafer, L. R. Rabiner, "A digital signal processing approach to interpolation," *Proc. of the IEEE*, Vol. 61, S. 692-702, 1973.
- [93] G. Schmitz, *Ein Verfahren zur Ultraschall-Gewebecharakterisierung der Prostata*, Bochum, Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, VDI Verlag, Reihe 17: Biotechnik, Nr. 141, 1995.
- [94] G. Schmitz, H. Ermert, T. Senge, "Tissue-characterization of the prostate using radio frequency ultrasonic signals," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 46, Nr. 1, S. 126-138, 1999.
- [95] P. M. Schultheiss, E. Weinstein, "Estimation of differential Doppler shifts," *J. Acoust. Soc. Am*, Vol. 66, Nr. 5, S. 1412-1419, 1979.
- [96] P. M. Shankar, "Speckle reduction in ultrasound B-Scans using weighted averaging in Spatial Compounding," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 33, Nr. 6, S. 754-758, 1986.

- [97] P. M. Shankar, J. M. Reid, H. Ortega, C. W. Piccoli, B. B. Goldberg, "Use of non-Rayleigh statistics for the identification of tumors in ultrasonic B-Scans of the breast," *IEEE Trans Med. Imag.*, Vol. 12, Nr. 4, S. 687-692, 1993.
- [98] P. M. Shankar, "A model for ultrasonic scattering from tissues based on the K distribution," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 40, Nr. 10, S. 1633-1649, 1995.
- [99] P. M. Shankar, R. Molthen, V. M. Narayanan, J. M. Reid, V. Genis, F. Forsberg, C. W. Piccoli, A. E. Lindemayer, B. B. Goldberg, "Studies on the use of non-Rayleigh statistics for ultrasonic tissue characterization," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 22, Nr. 6, S. 873-882, 1996.
- [100] D. P. Shattuck, O. T. Ramm, "Compound Scanning with a phased array," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 4, S. 93-107, 1982.
- [101] T. Shiina, M. M. Doyley, J. C. Bamber, "Strain imaging using combined RF and envelop autocorrelation processing," *Proc. of the 1996 IEEE Ultrasonic Symposium*, S. 1331-1336, 1996.
- [102] A. Skovoroda, S. Y. Emelianov, M. O'Donnell, "Tissue elasticity reconstruction based on ultrasonic displacement and strain images," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 42, S. 747-765, 1995.
- [103] A. Skovoroda, M. Lubinski, S. Emelianov, M. O'Donnell, "Reconstructive elasticity imaging for large deformations," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 46, Nr. 3, S. 523-535, 1999.
- [104] S. W. Smith, R. F. Wagner, "Ultrasound speckle size and lesion signal to noise ratio: verification of theory," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 6, Nr. 2, S. 174-180, 1984.
- [105] C. Sumi, A. Suzuki, K. Nakayama, "Estimation of shear modulus distribution of soft tissue from strain distribution," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 42, Nr. 2, S. 193-202, 1995.
- [106] J. M. Thijssen, H. J. Huisman, G. Berger, P. Laugier, H. Ermert, G. Schmitz, D. Crawford, D. Bell, *Clinical assessment of quantitative echography. Technical Report of the EU VALUE-project CTT-553, CLAQUE*, Nijmegen, University of Nijmegen, 1995.
- [107] G. E. Trahey, S. W. Smith, O. T. von Ramm, "Speckle pattern correlation with lateral aperture translation: experimental results and implications for spatial compounding," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 33, S. 257-264, 1986.
- [108] S. Trattinig, J. Krämer, M. Mühlbauer, F. Kainberger, H. Imhof, "Bildgebende Diagnostik nach spinaler Diskushernienoperation," *Radiologie*, Vol. 33, S. 573-580, 1993.

- [109] T. A. Tutthill, R. H. Sperrey, K. J. Parker, "Deviations from Rayleigh statistics in ultrasonic speckle," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 10, S. 81-89, 1988.
- [110] F. M. J. Valckx, J. M. Thijssen, "Characterization of echographic image texture by co-occurrence matrix parameters," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 23, S. 559-571, 1997.
- [111] T. Varghese, J. Ophir, "Performance optimization in elastography: multicompression with temporal stretching," *Ultrasonic Imaging*, Vol. 18, Nr. 3, S. 193-214, 1996.
- [112] T. Varghese, J. Ophir, "A theoretical framework for performance characterization of elastography: the strain filter," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 44, Nr. 1, S. 164-172, 1997.
- [113] R. F. Wagner, S. W. Smith, S. M. Sandrik, H. Lopez, "Statistics of speckle in ultrasound B-scans," *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics*, Vol. 30, S. 156-163, 1983.
- [114] R. F. Wagner, M. F. Insana, D. G. Brown, "Unified approach to the detection and classification of speckle texture in diagnostic ultrasound," *Opt. Eng.*, Vol. 25, Nr. 4, S. 738-742, 1986.
- [115] R. F. Wagner, M. F. Insana, D. G. Brown, "Statistical properties of radio-frequency and envelope-detected signals with applications to medical ultrasound," *J. Opt. Soc. Am A*, Vol. 4, Nr. 5, S. 910-922, 1987.
- [116] R. F. Wagner, M. F. Insana, S. W. Smith, "Fundamental Correlation Length of Coherent Speckle in Medical Ultrasonic Images," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 35, Nr. 1, S. 35-44, 1988.
- [117] K. A. Wear, R. F. Wagner, D. Brown, "Statistical properties of estimates of signal-to-noise ratio and number of scatterers per resolution cell," *J. Acoust. Soc. Am*, Vol. 102, S. 635-641, 1997.
- [118] L. Weng, J. M. Reid, P. M. Shankar, K. Soetanto, "Ultrasound speckle analysis based on the K distribution," *J. Acoust. Soc. Am*, Vol. 89, Nr. 6, S. 2992-2995, 1991.
- [119] F. Yeung, S. F. Levinson, K. J. Parker, "Multilevel and motion model-based ultrasonic speckle tracking algorithms," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 24, Nr. 3, S. 427-441, 1998.

Danksagung

Diese Arbeit ist im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Hochfrequenztechnik der Ruhr-Universität Bochum entstanden. Ich danke allen meinen KollegInnen, FreundInnen und HelferInnen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Insbesondere danke ich Herrn Prof. Ermert für die Anregung des Themas und die fachliche Betreuung. Herrn Prof. Böhme danke ich für die Übernahme des Korreferats.

Des weiteren gilt mein Dank allen, die an dieser Arbeit in Form von Studien- und Diplomarbeiten oder als studentische Hilfskräfte mitgewirkt haben: Inge Arocena Uranga, Volker Burow, Elif Büyükdurmus, Ulrich Gerdts, Frank Heller, Volker Kanstein, Andreas Koch, Christian Perrey, Marius Pesavento, Wolfgang Schröer, Stefan Siebers.

Herrn Dr. Martin Krüger und Herrn Prof. Ermert danke ich dafür, daß sie mich dazu gebracht haben, diese Arbeit überhaupt zu beginnen.

Ich danke unseren klinischen Partner, insbesondere Frau Dr. Broll-Zeitvogel und Herrn Prof. Grifka, die mir bei der Datenaufnahme geholfen und mich in klinischen Fragestellungen beraten haben.

Ich danke allen MitarbeiterInnen des Instituts, insbesondere den Mitarbeitern der mechanischen und elektrischen Werkstätten für die vielfältige praktische Unterstützung meines Vorhabens. Meinen KollegInnen am Lehr- und Forschungsbereich danke ich für die schöne Zeit und die konstruktive Zusammenarbeit.

Besonderer Dank gilt außerdem Dr. Martin Krüger, Dr. Andreas Lorenz, Marc Brüggem und Marius Pesavento für die kritische Durchsicht des Manuskripts.

Schließlich möchte ich mich noch bei Anja und Eva dafür bedanken, mich von dieser Arbeit abgelenkt zu haben!

Tabellarischer Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name	Andreas Pesavento
Familienstand:	ledig
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Geburt:	26.02.1971 in Werl

Ausbildungsdaten

1977 - 1981	Grundschule St. Walburga in Werl
1981 - 1990	Mariengymnasium Werl Abschluß: Abitur
1990 - 1991	Zivildienst im Internat für Jungen in Werl
1991 - 1996	Studium der Elektrotechnik an der Ruhr-Universität Bochum Abschluß: Diplom
seit 1996	wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Hochfrequenztechnik