



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Fakultät Life Sciences

*Rekonstruktion und Vergleich
realer Ultraschallfelder
mit simulierten ‚FieldII‘-Ultraschallfeldern*

Bachelorarbeit zur Erlangung des akademischen Grades
Bachelor of Science
im Studiengang
Medizintechnik/Biomedical Engineering

vorgelegt von

Katharina Diekmann

1921725

Hamburg

Wintersemester 2012/2013

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich, die Bachelorarbeit mit dem Thema „Rekonstruktion und Vergleich realer Ultraschallfelder mit simulierten ‚FieldII‘-Ultraschallfeldern“ selbstständig verfasst zu haben. Nur angegebene Quellen und Hilfsmittel wurden zur Erstellung dieser Bachelorarbeit genutzt. Zitate sind unter Angaben der Quellen kenntlich gemacht.

Hamburg, den 16.02.2013

Katharina Diekmann

Abstract

Das Thema dieser Bachelorarbeit lautet „Rekonstruktion und Vergleich realer Ultraschallfelder mit simulierten ‚FieldII‘-Ultraschallfeldern“.

Ursprung dieses Themas war es eine Methode zu finden, mit der man Ultraschallwandler und Ultraschallphantome simulieren oder sogar komplett rekonstruieren kann. Zweck des Ganzen sollte sein, dass es mit solch einer Methode möglich sein könnte die Dämpfungseigenschaften von Materialien zu bestimmen.

In dieser Arbeit werden die Grundlagen dafür erarbeitet.

Im ersten Schritt erfolgten die praktische Versuchsdurchführung mit Aufnahmen von realen Ultraschalldaten und anschließender Auswertung der Ultraschallfelder mittels MATLAB.

Im zweiten Schritt wurden mit Hilfe von MATLAB und FieldII ein Programmcode für ein Ultraschallsystem und für ein Computerphantom generiert.

Die Daten, welche mittels Simulation erzeugt wurden, wurden im Anschluss ebenfalls mit MATLAB analysiert.

Die erhaltenen Ergebnisse zeigten, dass es bei einer sauberen und reproduzierbaren Versuchsdurchführung, bei der Aufnahme der realen Ultraschallbilder, möglich sein sollte mit Hilfe solch einer Simulation z.B. die Dämpfungseigenschaften eines Materials zu bestimmen.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich herzlichst für die Unterstützung bedanken, die mir während meines gesamten Studiums, von Seiten meiner Familie und meiner Freunde sowie meiner Kommilitonen, zuteil geworden ist.

Ein besonderer Dank geht an meinen Ehemann, der immer ein offenes Ohr für mich und meine Probleme hatte und meine selbstkritische Denkweise häufig relativierte.

Für die kompetente Betreuung während der Anfertigung dieser Bachelorarbeit bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Ing. Friedrich Ueberle und Frau Prof. Dr. Petra Margaritoff von der Fakultät Life Science an der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg.

Inhalt

Eidesstattliche Erklärung.....	II
Abstract.....	III
Danksagung.....	IV
Inhalt.....	V
Abbildungsverzeichnis.....	VII
Abkürzungsverzeichnis.....	IX
Glossar.....	X
1 Einleitung.....	1
2 Grundlagen.....	2
2.1 Entstehung eines Ultraschallbildes.....	2
2.2 MATLAB und FieldII zur Simulation.....	15
3 Aufnahme und Auswertung der realen Ultraschallfelder.....	17
3.1 Materialien und Beschreibung des Funktionsaufbaus.....	17
3.2 Methoden der Versuchsdurchführung.....	22
3.2.1 Aufnahme der Ultraschallbilder.....	23
3.2.2 Analyse der Ultraschallfelder mit Hilfe von MATLAB.....	24
3.3 Ergebnisse der Analyse der realen Ultraschallfelder.....	28
3.3.1 Ergebnisse mit einem Reflektor.....	29
3.3.2 Ergebnisse mit mehreren Reflektoren.....	33
4 Simulation und Auswertung von Ultraschallfeldern.....	36
4.1 Materialien zur Simulation von Ultraschallfeldern.....	36
4.2 Methoden der Simulation.....	36
4.2.1 Notwendige Parameter.....	37
4.2.2 Programmablauf der FieldII- und MATLAB-Operationen.....	39
4.3 Ergebnisse der simulierten Ultraschallfelder.....	49
5 Vergleich der Ergebnisse der realen und der simulierten Ultraschallfelder.....	53
6 Schlussfolgerung, Zusammenfassung, Ausblick.....	57
Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis.....	58

Anhang	i
A. Beispiel für Ultraschallfeld-Daten	i
B. Datenblatt 7L3V Transducer [11, S. 33].....	xiv
C. Datenblatt 7L3V Transducer [11, S. 339].....	xv
D. Programmcode Linear-Array-Imaging	xvi
E. Programmcode Phantom	xix
F. Programmcode Aufruf Field [10]	xx
G. Programmcode Initialisierung Field [10].....	xxi
H. Programmcode Festsetzen der Abtastfrequenz [10]	xxii
I. Programmcode für Generieren der Apertur für Senden/Empfangen [10] .	xxiii
J. Programmcode Festsetzen der Impulsantwort [10]	xxiv
K. Programmcode Festsetzen der Anregung [10].....	xxv
L. Programmcode Festsetzen Fokuszentrum [10].....	xxvi
M. Programmcode Festsetzen Fokus [10]	xxvii
N. Programmcode Berechnung des empfangenen Echos [10]	xxviii
O. Programmcode Freier Platz der Aperturen [10]	xxix

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Bildgebende Verfahren und Ihre Zusammenhänge [3, S.198]....	3
Abbildung 2-2: Ausbreitung einer harmonischen Longitudinalwelle im Feder-Masse-System zu verschiedenen Zeiten [6, S.186].....	4
Abbildung 2-3: Schallfeldgrößen verschiedener biologischer Materialien [7, S. 196].....	5
Abbildung 2-4: Wellenlänge, Eindringtiefe und Auflösung [6, S. 195].....	7
Abbildung 2-5: Zusammenhang von Frequenz, Wellenlänge und Eindringtiefe bei einer Dämpfung von $0,9 \text{ dB MHz}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ [3, S.203].....	8
Abbildung 2-6: Ultraschallintensität eines Wandlers auf der zentralen Achse [6, S. 193].....	10
Abbildung 2-7: Schallfeld eines LA-Schallkopfes mit Sendefokuszonen F_1, F_2, F_3 [3, S.207].....	11
Abbildung 2-8: Ultraschallsystem A-Mode [6, S. 196].....	12
Abbildung 2-9: Bildsegmentierung [3, S.198].....	13
Abbildung 2-10: Korrelation eines Ultraschallbildes [7, S. 641]	14
Abbildung 3-1: Teratech Terason t3000	17
Abbildung 3-2: Terason 7MHz LA-Ultraschallwandler	18
Abbildung 3-3: Terason 4MHz CA-Ultraschallwandler.....	20
Abbildung 3-4: Ultraschallphantom, Seite A	21
Abbildung 3-5: Ultraschallphantom, Seite B	22
Abbildung 3-6: Zuordnung Achsenbeschriftung Versuchsaufbau	23
Abbildung 3-7: Markierung des betrachteten Bereichs im Faden-Phantom (links) und Ultraschallbild (rechts).....	24
Abbildung 3-8: MATLAB-Fenster: Beispiel einer Befehlseingabe	25
Abbildung 3-9: Aufnahmen Nr1-Nr4 des Ultraschall-Phantoms	26
Abbildung 3-10: MATLAB Befehlseingabe Datenspeicherung in Excel	27
Abbildung 3-11: Aufnahmen Nr5+Nr6 des Ultraschall-Phantoms	28
Abbildung 3-12: A-Linien der Phantomaufnahmen Nr1-Nr4.....	30
Abbildung 3-13: Eigenschaften der Ultraschallfelder Nr1-Nr4.....	30
Abbildung 3-14: Korrelationen absolute und relative Tiefe A-Linien (Nr1-Nr4)	31
Abbildung 3-15: Mittelung der A-Linien aus Nr1-Nr4	32
Abbildung 3-16: A-Linien der Phantomaufnahmen Nr5+Nr6.....	33
Abbildung 3-17: Eigenschaften der Ultraschallfelder Nr5+Nr6.....	34

Abbildung 3-18: Korrelationen absolute und relative Tiefe A-Linien (Nr5+Nr6)	34
Abbildung 3-19: Mittelung der A-Linien aus Nr5+Nr6	35
Abbildung 4-1: FieldII und MATLAB: Einstellung der Geräteparameter	38
Abbildung 4-2: FieldII und MATLAB: Einstellung der Phantomparameter	39
Abbildung 4-3: Aufrufen von FieldII	40
Abbildung 4-4: Initialisierung von FieldII	40
Abbildung 4-5: Aufruf des geschriebenen Simulationsprogramms unter MATLAB	41
Abbildung 4-6: Programmablaufplan	42
Abbildung 4-7: Simulations-Programmcode Teil 1	43
Abbildung 4-8: Simulations-Programmcode Teil 2	44
Abbildung 4-9: Simulations-Programmcode Teil 3	45
Abbildung 4-10: Simulations-Programmcode Teil 4	46
Abbildung 4-11: Simulations-Programmcode Teil 5	47
Abbildung 4-12: MATLAB Befehlsfenster Speicherung der simulierten Ultraschallfelddaten als Excel-Datei	48
Abbildung 4-13: Ergebnis der Simulation des Ultraschallfeldes	49
Abbildung 4-14: Eigenschaften der Ultraschallfeldes	49
Abbildung 4-15: Zuordnung Achsenbeschriftung MATLAB	50
Abbildung 4-16: A-Linien der simulierten Phantomaufnahme	51
Abbildung 4-17: Korrelationen absolute und relative Tiefe A-Linie	51
Abbildung 5-1: A-Linien der Ultraschallfelder Nr5+Nr6	53
Abbildung 5-2: A-Linie des simulierten Ultraschallfeldes	54
Abbildung 5-3: A-Linien der Ultraschallfelder Nr1-Nr4	55
Abbildung 5-4: A-Linie des simulierten Ultraschallfeldes	56

Abkürzungsverzeichnis

A-Mode	Amplituden-Mode
B-Mode	Brightness-Mode/Helligkeits-Mode
CA	Curved-Array
CW-Doppler	Continuous-wave Doppler
FKDS	Farbkodierte Duplexsonographie
HPRF-Doppler	High-pulse-repetition-frequency-Doppler
LA	Linear-Array
PW-Doppler	Pulsed-wave Doppler
TGC	Time-Gain-Compensation
TMM	Tissue Mimicking Material
US	Ultraschall

Glossar

c	Schallgeschwindigkeit
D	Dämpfung
f	Frequenz
H ₂ O	Wasser
λ	Lambda/Wellenlänge
Longitudinalwelle	Schwingung parallel zur Ausbreitungsrichtung
ρ	Dichte
Tissue Mimicking Material	Gewebe nachahmendes Material (US-Phantom)
Transducer	(Ultra-)Schallwandler/-kopf
Transversalwelle	Schwingung senkrecht zur Ausbreitungsrichtung
Z	Impedanz/Wellenwiderstand
z	Gewebetiefe/Abstand zum Schallwandler

1 Einleitung

Die Idee zum Thema dieser Bachelorarbeit entstand durch die Frage, wie es möglich sein könnte, eine Aussagen darüber zu treffen, wie gut die Aufnahmen eines Ultraschallgerätes, Ultraschallwandlers bzw. eines ganzen Ultraschallsystems sind.

Die Überlegung war, eine Methode zu finden, mit der man Ultraschallwandler und -felder simulieren oder auch rekonstruieren kann. Im besten Falle sollte es möglich sein so simulierte Ultraschalldaten zu erhalten, die geeignet wären, um sie mit den Ergebnissen von real aufgenommenen Ultraschallfeldern zu vergleichen.

In einem späteren Schritt sollte es dann zu einem anderen Zeitpunkt auch theoretisch möglich sein, mit dieser Methode auch die Dichte- und Dämpfungseigenschaften verschiedener Materialien zu bestimmen. Die weiterführenden Überlegungen dazu sind jedoch nicht Bestandteil dieser Bachelorarbeit.

2 Grundlagen

In diesem Kapitel geht es um die allgemeinen Grundlagen des Ultraschalls bis zur Entstehung eines Ultraschallbildes sowie um die Möglichkeit mit geeigneter Software Ultraschallfelder zu simulieren bzw. zu rekonstruieren.

Da diese Grundlagen in der Abhandlung einer Bachelorarbeit nur grob umrissen werden können und nicht mehr in die Tiefe gegangen werden kann, muss an dieser Stelle auf umfangreiche Lehrbücher zum Thema Ultraschall verwiesen werden.

2.1 Entstehung eines Ultraschallbildes

Ultraschall bedeutet das Nutzen von Wellen in einem Frequenzbereich oberhalb von 20 kHz. Genutzt wird Ultraschall in den unterschiedlichsten Bereichen: In der Seefahrt nutzt man Echolotverfahren z.B. zur Messung der Tiefe des Meeresgrundes, in der Industrie nutzt man Ultraschall zur Reinigung oder Materialbeurteilung und in der Medizin nutzt man ihn als Chirurgie-Instrument oder für die Diagnostik. Dieser Teil wird im Folgenden näher betrachtet. [7]

In der medizinischen Ultraschalldiagnostik gibt es unterschiedliche Verfahren (siehe Abbildung 2-1). Detailliert werde ich auf das A- und das B-Mode-Verfahren eingehen, da diese für das Folgende besonders wichtig sind.

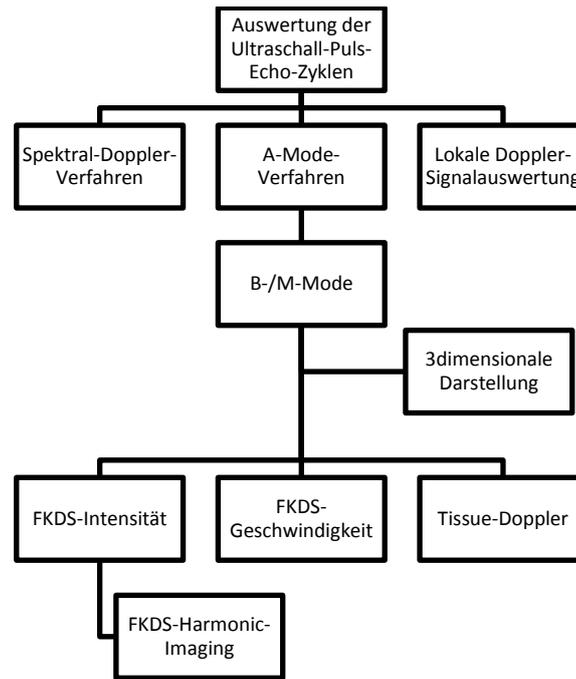


Abbildung 2-1: Bildgebende Verfahren und Ihre Zusammenhänge [3, S.198]

Allen Ultraschallverfahren liegt die Auswertung von mehreren, hintereinander folgenden Puls-Echo-Zyklen entlang der einzelnen Ultraschalllinien zugrunde (die einzelnen A-Linien gehen vom Ultraschallwandler aus). Nachdem ein Ultraschallpuls vom Ultraschallschallkopf ausgesandt wurde – dieser ist nur wenige Wellenlängen lang –, wird erst nach Empfang des letzten Echos ein neuer Ultraschallimpuls ausgesendet. Dies ist wichtig, wenn das Echo dem Entstehungsort eindeutig zugeordnet werden soll.

Für ein zweidimensionales Ultraschallschnittbildverfahren ist immer mehr als ein Puls-Echo-Zyklus pro Bild notwendig.

Bei mehreren Sendefokussen sind sogar mehrere Puls-Echo-Zyklen pro Bildlinie notwendig.

Je länger dabei die Laufzeit des Schalls (es wird eine konstante Schallgeschwindigkeit im Medium angenommen) ist, desto größer ist entsprechend die Zeit zwischen dem Aussenden des Ultraschallimpulses und dem Empfang des Echos. Dies bedeutet auch, dass die Entfernung zwischen Ultraschallkopf und Reflektor und die Laufzeit analog zueinander zunehmen. [3]

Generell handelt es sich bei der Schallwelle um eine Druckwelle; deren Druck sich an einem bestimmten Ort mit der Zeit ändert. Dabei unterscheidet man zwischen Transversal- und Longitudinalwellen. Da der Mensch zum größten Teil aus Wasser besteht und Flüssigkeiten keine Scherkräfte übertragen, basiert die Ultraschalldiagnostik nur auf der Ausbreitung von longitudinalen Schallwellen. Transversale Schallwellen sind nicht möglich.

Bei Ausbreitung der Longitudinalwellen kommt es nicht zu einem Transport von Materie, sondern durch die zeitweise Bewegung der Teilchen zu einer mechanischen Energie- und Impulsübertragung (siehe Abbildung 2-2). [3] [6]

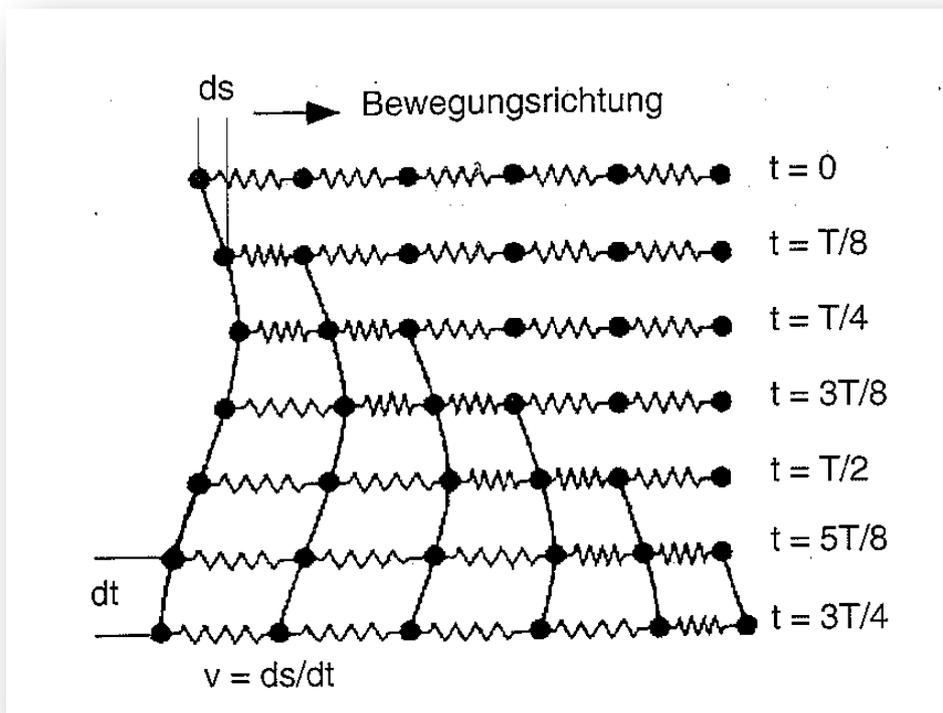


Abbildung 2-2: Ausbreitung einer harmonischen Longitudinalwelle im Feder-Masse-System zu verschiedenen Zeiten [6, S.186]

Die (Fortpflanzungs-)Geschwindigkeit einer Schallwelle in einem Medium wird beschrieben durch das Produkt aus der Wellenlänge und der Frequenz:

$$c = \lambda * f$$

Die Schallgeschwindigkeit ist abhängig von verschiedenen Eigenschaften dieses Mediums: der Dichte, der Kompressibilität und der Temperatur.

Da im Haupteinsatzgebiet des Ultraschalls, nämlich der Humanmedizin, von einer weitestgehend konstanten Temperatur und konstantem Außendruck ausgegangen werden kann, wird auch die Schallgeschwindigkeit eines Mediums konstant sein.

Im menschlichen Gewebe schwankt sie um eine mittlere Schallgeschwindigkeit von 1540 ms^{-1} .

In Abbildung 2-3 sind neben der Schallgeschwindigkeit auch die Dichte, Impedanz und die Dämpfung einiger biologischer Materialien aufgeführt [3] [7].

Substanz	c m/s	ρ g/cm ³	$Z = c\rho$ g/(cm ² s) = Rayl	Dämpfung dB/MHz cm)
Fett	1470	0,97	$1,42 \cdot 10^5$	0,5
Knochenmark	1700	0,97	$1,65 \cdot 10^5$	
Muskel	1568	1,04	$1,63 \cdot 10^5$	2
Leber	1540	1,055	$1,66 \cdot 10^5$	0,7
Gehirn	1530	1,02	$1,56 \cdot 10^5$	1
Knochen (kompakt)	3600	1,7	$6,12 \cdot 10^5$	4–10
Knochen (porös)			$2,5 \cdot 10^5$	30–90
Wasser (20 °C)	1492	0,9982	$1,49 \cdot 10^5$	0,002
Luft (NN)	331	0,0013	43	

Abbildung 2-3: Schallfeldgrößen verschiedener biologischer Materialien [7, S. 196]

Die Impedanz, sie ist das Produkt aus Schallgeschwindigkeit und Dichte des Mediums, spielt eine wichtige Rolle bei der Reflektion eines Teils der Schallwelle und Entstehung eines Echos.

Zu einer Reflektion kommt es an Übergängen zweier Medien, die verschiedene Schalleigenschaften haben. Dabei ist der Impedanzunterschied bzw. Übergangswiderstand dieser zwei Medien für die Stärke des Echos signifikant. [3] [6]

Zu den wichtigsten physikalischen Eigenschaften des Ultraschalls gehören neben der Reflexion auch die Streuung, Beugung und Absorption.

Wie es zur Reflexion kommt, wurde bereits weiter oben beschrieben. Um die Reflexion beim Übergang in den Körper zu minimieren, wird z.B. ein spezielles Koppelgel verwendet. Durch dieses Koppelgel werden die Impedanzen von Sender und Körper aneinander angepasst und es geht weniger Schallintensität verloren.

Allerdings tritt sie nur dann auf, wenn die Grenzübergänge gegenüber der Wellenlänge groß sind. Wenn die Strukturen ähnlich groß oder kleiner sind, tritt eine Streuung der Intensität auf.

Zur Streuung kommt es an rauen, ebenen Grenzübergängen, auch bei kleinen Strukturen wie kleinen Inhomogenitäten im Gewebe. Dabei wird die Intensität relativ gleichmäßig in alle Raumrichtungen gestreut. Abhängig von ihrem Auftreten spricht man hier auch von einem entstehenden „Speckle-Muster“ oder Rayleigh-Streuung.

Bei der Brechung kann es zu einer Fehlinterpretation einer Struktur kommen, dies ist bei der Ultraschalldiagnostik jedoch ein eher weniger verbreitetes Problem.

Ein weiteres Phänomen ist die Interferenz. Dabei kommt es zur Überlagerung zweier Wellen und es kann zu einer Abschwächung oder Erhöhung der Amplitude führen.

Nach dem Huygens Prinzip lässt sich die Ausbreitung von Schallwellen beschreiben, die eher eine kugelförmige und keine geradlinige Ausbreitung vollziehen. Dies ergibt auch die spezielle Form des Schallfeldes.

Die Eindringtiefe des Ultraschalls in Materie (diese hat spezifischen Dämpfungskoeffizienten; eine Materialkonstante) hängt letztendlich auch von der Absorption desselbigen bzw. der resultierenden Dämpfung ab.

Die Schallintensität (d.h. die Anfangsamplitude) nimmt beim Eindringen in ein homogenes Material kontinuierlich mit dem Weg ab, nach dem Exponentialgesetz heißt dies:

$$J(x)=J_0*\exp(-\mu*x).$$

Desweiteren hängt die Dämpfung auch von der Frequenz der Ultraschallwelle ab. Je höher die Frequenz ist, desto stärker ist auch die Dämpfung.

Der Anwender kann aus diesem Grund am Ultraschallgerät mit einer speziellen Einstellung, der TGC, einen Tiefenausgleich bewirken und so die Abbildungen individuell optimieren. Die individuelle Optimierung ist auch deshalb so wichtig, weil bei jedem Menschen bzw. Patienten unterschiedlich dicke Fettschichten vorhanden sind und leicht unterschiedliche Gewebestrukturen untersucht werden. [3] [6] [7]

Ebenfalls abhängig von der Frequenz ist auch die Ortsauflösung eines Wandlers, was ein nicht ganz unerhebliches Kriterium bei der Auswahl eines geeigneten Wandlers ist. Je höher nämlich die Frequenz ist, desto kürzer ist die Wellenlänge, die Ortsauflösung jedoch umso besser. Eine Übersicht über die Wellenlänge, Eindringtiefe und Ortsauflösung liefert die Abbildung 2-4. [6]

Sendefrequenz MHz	Wellenlänge (für Muskel) mm	Eindringtiefe (einfache Tiefe) cm	Ortsauflösung	
			lateral mm	axial mm
2	0,78	12	3	0,8
3,5	0,44	7	1,7	0,5
5	0,31	5	1,2	0,4
7,5	0,21	3,3	0,8	0,3
10	0,16	2,5	0,6	0,2
15	0,1	1,6	0,4	0,15

Abbildung 2-4: Wellenlänge, Eindringtiefe und Auflösung [6, S. 195]

Ein Überblick über den Zusammenhang von Frequenz, Wellenlänge und Eindringtiefe bei einer Dämpfung von $0,9 \text{ dB MHz}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ zeigt Abbildung 2-5, wobei die Eindringtiefe auch patientenabhängig ist. [3]

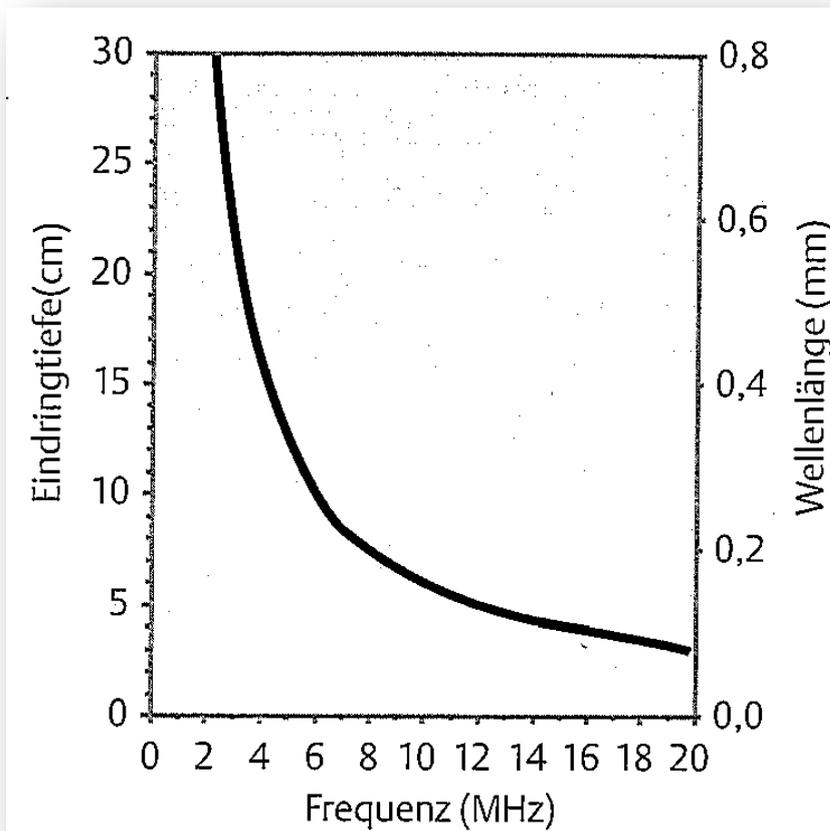


Abbildung 2-5: Zusammenhang von Frequenz, Wellenlänge und Eindringtiefe bei einer Dämpfung von $0,9 \text{ dB MHz}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ [3, S.203]

Für das abwechselnde Aussenden und Empfangen des Ultraschall- bzw. Echosignals ist der Schallkopf – dieser bildet mit der Steuereinheit das Ultraschallsystem – zuständig, bzw. genauer das Piezoelement im Schallkopf, welches mindestens in einfacher Ausführung vorhanden sein muss. Im Sendefall wandelt das Piezoelement eine Spannung in eine Kontraktion um, welche das Schallsignal produziert. Im Empfangsfall führt der äußere Druck des Echos zur Umwandlung in eine messbare Spannung.

Bei den Ultraschallschallköpfen gibt es verschiedene Typen: Linear-Array-, Curved-Array-, Phased-Array- und mechanische Schallköpfe. Sie unterscheiden sich in ihrer Geometrie (Anzahl sowie Anordnung der Piezoelemente, gebogene oder gerade Form), in der zeitlichen Ansteuerung und in der gelieferten Bildform (rechteckig, sektorförmig). Die verschiedenen Formen und auch Materialzusammensetzungen bestimmen die akustischen Eigenschaften des Transducers. Daher werden auch die (natürliche) Mittenfrequenz des Schallkopfes sowie die Resonanzfrequenz der Piezoelemente durch die Dicke derselbigen bestimmt.

Das Schallfeld, das ein Ultraschallwandler liefert, ist nicht in allen Teilen gleich breit. Der typische Schallfeldverlauf ist in Abbildung 2-6 und Abbildung 2-7 zu sehen.

Ursächlich für die Form des Schallfeldes ist, dass die Schallintensität nicht gleichmäßig, sondern zum einen in ein Nah- und Fernfeld unterteilt und zum anderen in Haupt- und Nebenkeulen verteilt ist.

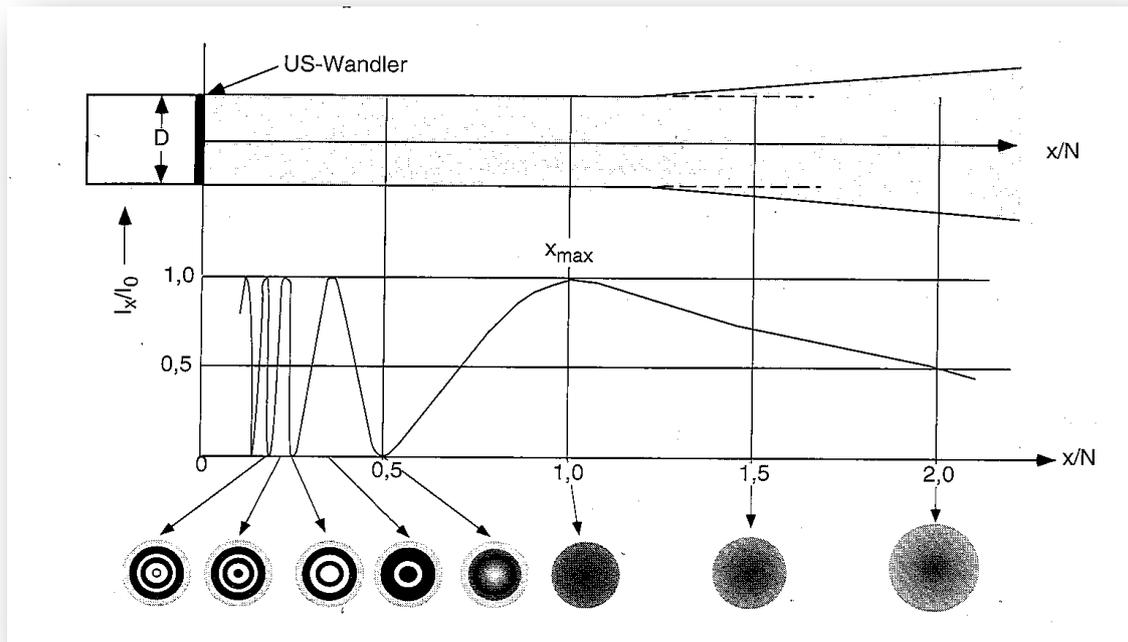


Abbildung 2-6: Ultraschallintensität eines Wandlers auf der zentralen Achse [6, S. 193]

Durch die Aufteilung in Nah- und Fernfeld (Abbildung 2-6) kommt es zu unterschiedlichen Intensitätsverteilungen. Im Nahfeld kommt es zu einer inhomogenen Intensitätsverteilung mit vielen Interferenzen. Im Fernbereich gibt es eine kontinuierliche Strahlkeule und zwischen beiden Bereichen den Fokusbereich mit einer Bündelung der Schallintensität.

In Abbildung 2-7 ist die Schallausbreitung in z-Richtung und die Piezoanordnung in der x-y-Ebene zu sehen.

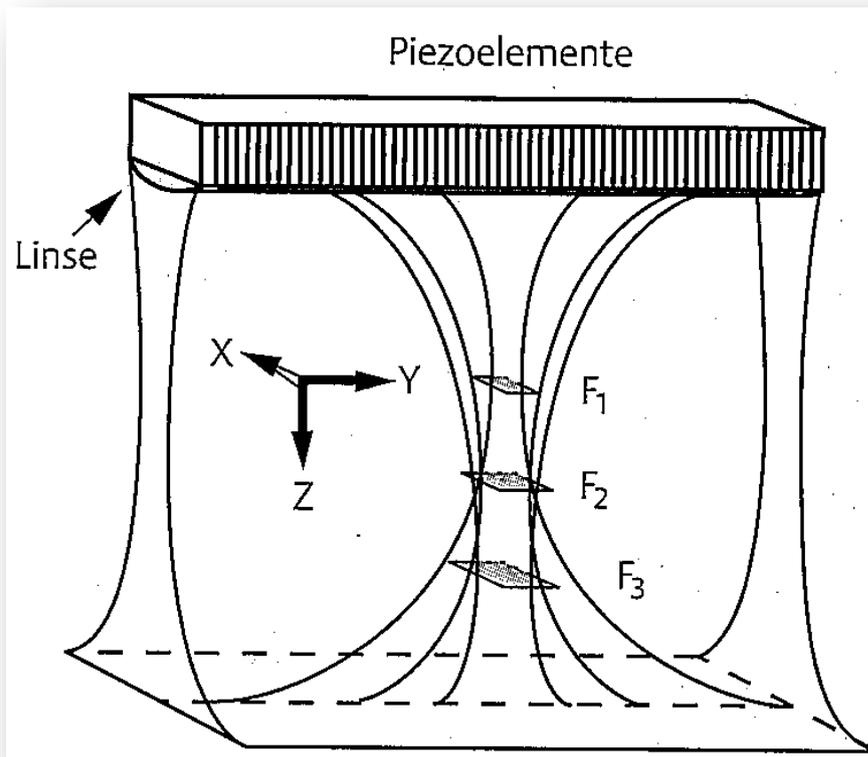


Abbildung 2-7: Schallfeld eines LA-Schallkopfes mit Sendefokuszonen F_1 , F_2 , F_3 [3, S.207]

Wenn das B-Bild aus vielen einzelnen nebeneinanderliegenden A-(Ultraschall-)Linien in y-Richtung entsteht, zeigt dieses Schnittbild eine zweidimensionale Darstellung in verschiedenen Tiefen in allen Richtungen unterschiedlich breites Ultraschallfeld und nicht die Abbildung einer dünnen y-z-Ebene. Daher ist die Qualität des Ultraschallbildes auch abhängig von der Einstellung des Sende- und Empfangsfokus.

Technisch realisiert wird eine frei wählbare (Sende-/Empfangs-) Fokussierung durch ein zeitverzögertes Ansprechen der Einzelelemente der Gruppe. Die Gruppen bestehen aus mehreren, nebeneinanderliegenden Piezoelementen. Sie können unterschiedlich groß (mindestens 1 Element) sein; ihre Gruppengröße wird bestimmt durch die Wahl des Fokuspunktes. In Abbildung 2-7 ist zu sehen, dass weniger Elemente bei der Pulserzeugung zusammengefasst werden, je näher der Fokus am Ultraschallkopf liegt (Fokus F_1).

Bei großen Aperturen gibt es das Problem schlechter Bildqualität in der Nähe des Schallkopfes, da die Piezoelemente, die am Rand der Sende-/Empfangsgruppen sitzen, große Schallnebenkeulenintensitäten empfangen. Gelöst wird diese Problematik durch Apodization, d.h. durch eine höhere Gewichtung der empfangenen Signale im Sende-/Empfangsgruppen-Zentrum. [3]

Für die Darstellung eines Bildes werden die Amplituden, Phasen und Frequenzen der empfangenen Echos der einzelnen Ultraschallbildlinien bildinkrementweise und nacheinander bewertet. Die Kette zwischen Erzeugung und Aussenden eines Impulses sowie Empfang und Verwertung des Echos ist schematisch in Abbildung 2-8 dargestellt.

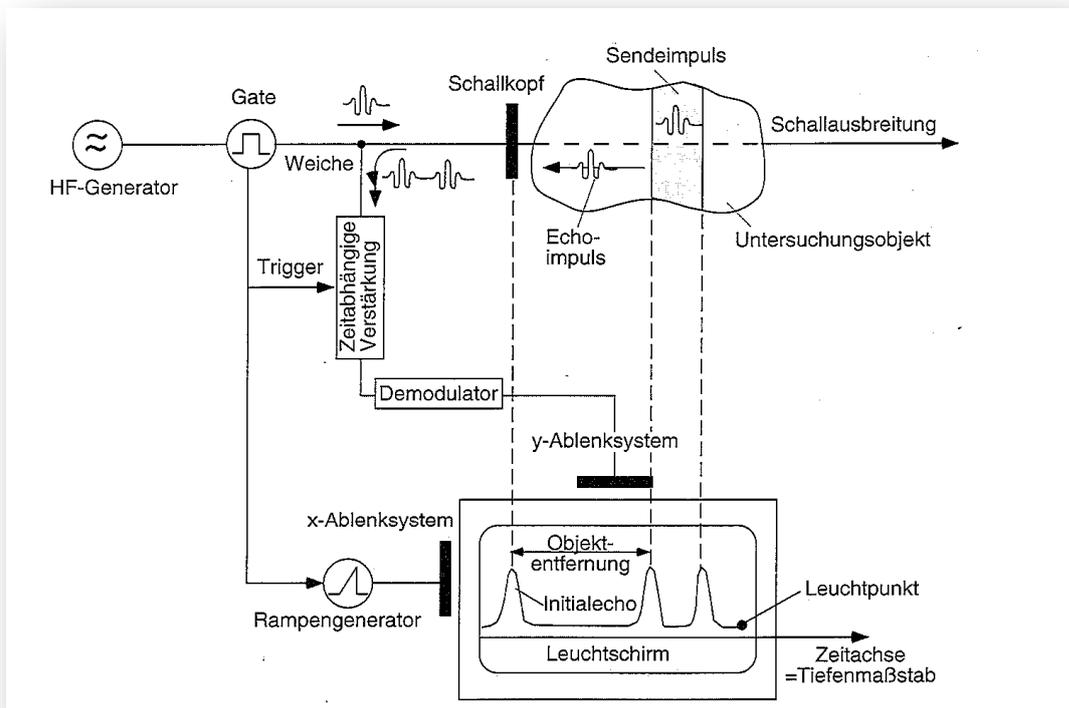


Abbildung 2-8: Ultraschallsystem A-Mode [6, S. 196]

Die Auswertung der empfangenen Ultraschalllinien (A-Linien) ergibt nach Interpolation ein zweidimensionales Schnittbild, das sog. B-Bild.

Bei handelsüblichen Ultraschallgeräten gibt es zwischen 64-256 Ultraschalllinien pro Bild. Der Abstand der Ultraschalllinien beträgt dabei ca. $3-4 \lambda$. [3, 6]

Abbildung 2-9 zeigt, wie ein Ultraschallbild aus mehreren Linien aufgebaut ist. Das dargestellte Beispiel zeigt die B-Bild-Aufnahme eines LA-Schallkopfs.

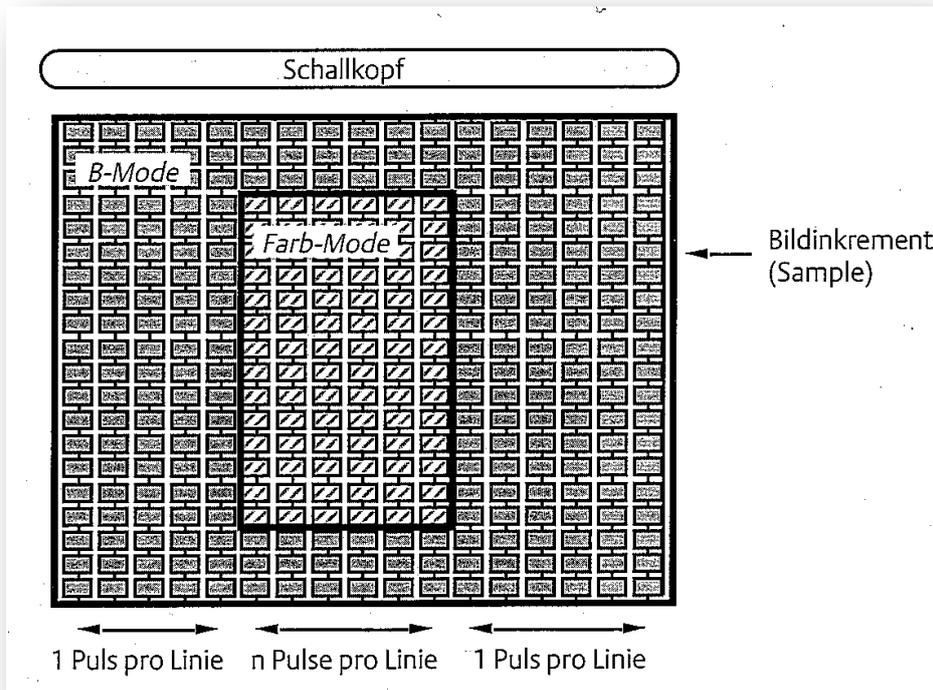


Abbildung 2-9: Bildsegmentierung [3, S.198]

Beim B-Bild-Mode wird ein Puls für eine Ultraschalllinie benötigt. Das zweidimensionale Bild wird erzeugt, wenn mehrere Linien nebeneinander gelegt werden. Somit ist das B-Mode-Bild quasi eine Zusammensetzung mehrerer A-Mode-Abbildungen. Beschreiben kann man den A-Mode folgendermaßen: „Der A-Mode ist die graphische Auftragung der Echoamplitude längs der einzelnen Ultraschalllinien (y-Achse) als Funktion der Zeit (x-Achse)“. [3, S.199]

Die Laufzeit in Wasser mit einer Ultraschallfrequenz von 2 MHz und einer Tiefe von 20 cm ergibt sich aus:

$$t_1 = s/c = 0,2 \text{ m} / (1500 \text{ m/s}) = 133 \text{ } \mu\text{s}.$$

Die Zeit, bis das Echo wieder am Wandler angekommen ist, ergibt sich aus:

$$t_2 = 2 \cdot t_1 = 266 \text{ } \mu\text{s}.$$

Bei dieser Frequenz gibt es daher eine Wiederholrate von:

$$f = \frac{1}{t_2} = 3,76 \text{ kHz}$$

Kleinere Ultraschallfrequenzen haben jedoch eine geringere Eindringtiefe und somit sind dort höhere Wiederholraten möglich. [6]

Der B-Mode ist das meistgenutzte Ultraschallverfahren. Das Prinzip der Darstellung beruht darauf, dass die aufgenommenen Strukturen in verschiedenen Grauwerten dargestellt werden. Umgesetzt wird dabei die Höhe der Amplitude des zurückkommenden Echos. Je höher diese ist, desto heller ist der Grauwert. [3]

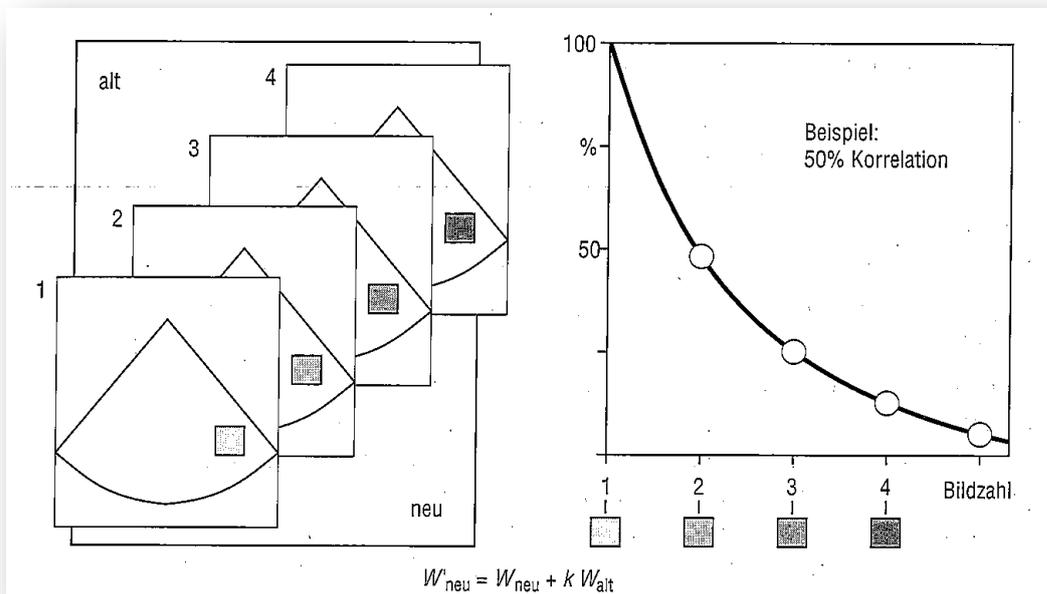


Abbildung 2-10: Korrelation eines Ultraschallbildes [7, S. 641]

Bei der internen Signalverarbeitung werden vor der Rekonstruktion des Bildes die tieferen Bereiche des Bildes durch die bereits erwähnte TGC verstärkt. Wie stark ein Bereich des Bildes gedämpft wurde, lässt sich grob berechnen über:

$$D \approx f \cdot z.$$

Die Dämpfung (in dB) ist also ein Produkt aus der Frequenz (in MHz) und der Gewebetiefe (Abstand zum Schallwandler in cm).

Letztendlich erfolgt nach Korrelation, was eine zeitliche Mittelung von mehreren Einzelbildern bedeutet (siehe Abbildung 2-10), eine Zuordnung der Grauwerte und die gewonnene Bildinformation kann auf einem Monitor dargestellt werden.

2.2 MATLAB und FieldII zur Simulation

Nachdem nun ein grobes Verständnis für die Entstehung eines Ultraschallbildes geschaffen wurden, müssen auch die Grundlagen für den zweiten Teil der Aufgabenstellung erläutert werden. Im Folgenden wird daher kurz auf einige Funktionen des Programms MATLAB sowie auf das unter MATLAB laufende Tool FieldII eingegangen.

Mit Hilfe dieser zwei Werkzeuge ist es möglich Ultraschallfelder zu simulieren bzw. zu rekonstruieren.

Bei MATLAB® handelt es sich um ein Tool, welches hauptsächlich zur Berechnung und Simulation verschiedener technischer und mathematischer Fragestellungen genutzt wird.

Entwickelt wurde es bereits in den 1970er Jahren und wird von der Firma „The MathWorks Inc.“ vertrieben. Sein Name ist zusammengesetzt aus MATrix LABoratory.

Viele Strukturen in der Programmiersprache von MATLAB sind denen, welche in C genutzt werden, sehr ähnlich.

Je nachdem für welchen Zweck man MATLAB nutzen möchte, können verschiedene Tool-Boxen gekauft bzw. aktiviert werden.

MATLAB hilft bei mathematischen Fragestellungen wie der Berechnung von Matrizen oder Fouriertransformationen, dient als Plattform für Simulation oder zur Darstellung von Grafiken der unterschiedlichsten Arten. [4]

Für die Durchführung dieses Projektes waren unterschiedliche Arten der Anwendung von MATLAB notwendig:

Zum einen wurden die aufgenommenen Ultraschallfelder mittels MATLAB grafisch dargestellt, ausgewertet und dann in ein anderes Format (zum Ablegen als Excel-Datei) konvertiert.

Zum anderen wurde MATLAB bei der Simulation von Ultraschallwandlern und Ultraschalldaten benötigt.

Hierbei wurde jedoch nicht nur MATLAB allein benutzt, sondern ebenfalls FieldII.

Bei FieldII handelt es sich um ein Tool, welches unter MATLAB läuft.

Entwickelt wurde es in den 1990er Jahren von Wissenschaftlern der Technical University of Denmark. Mit der Hilfe von FieldII ist es möglich unter MATLAB verschiedene Ultraschalltransducer und auch Ultraschallphantome „nachzubauen“, mit diesen Werkzeugen Ultraschallbilder zu erzeugen und diese dann ebenfalls mit MATLAB auszuwerten. [5]

3 Aufnahme und Auswertung der realen Ultraschallfelder

In diesem Kapitel folgt sowohl die Beschreibung der zur Verfügung stehenden Materialien (Hardware- und Software-Komponenten) für die Aufnahme der realen Ultraschallfelder, als auch die Durchführung der Aufnahmen sowie die Auswertung dieser mit Hilfe von MATLAB.

3.1 Materialien und Beschreibung des Funktionsaufbaus

Für die Aufnahme der Ultraschalldaten standen verschiedene Werkzeuge zur Verfügung, diese werden nun im Folgenden beschrieben.

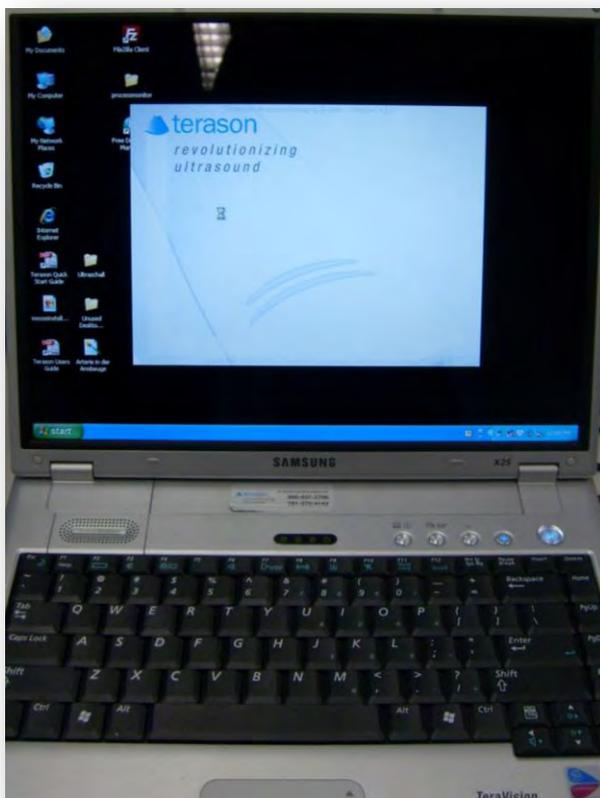


Abbildung 3-1: Teratech Terason t3000

Durchgeführt wurden die Aufnahmen der Ultraschallbilder im Labor für Medizintechnik der Fakultät Life Sciences an der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg. [1]

Eine zentrale Komponente des Versuchsaufbaus stellte das kompakte Ultraschallsystem Teratech Terason t3000TM dar, welches auf Abbildung 3-1 zu sehen ist. [2]

Da das Ultraschallsystem alleine noch keine Ultraschallaufnahmen erzeugen kann, standen zwei verschiedene Ultraschallwandler (Transducer) zur Verfügung.

Bei dem „kleineren“ Ultraschallwandler handelte es sich um einen 7 MHz-Linear-Array-Transducer (siehe Abbildung 3-2). und bei dem „größeren“ um einen 4 MHz-Curved-Array-Transducer (siehe Abbildung 3-3).



Abbildung 3-2: Terason 7MHz LA-Ultraschallwandler

Bedingt durch ihre unterschiedliche Geometrie und unterschiedliche Frequenzbereiche ergeben sich aus allen Ultraschallwandlern Vor- und Nachteile. Daher ist es wichtig, vorher zu überlegen, zu welcher Art der Anwendung sie benutzt werden sollen und welche Eigenschaften der „Proband“ aufweist.

Vorteil des 4 MHz-Schallwandlers ist die größere Eindringtiefe von bis zu 24cm. Der 7MHz-Schallwandler hat zwar lediglich eine Eindringtiefe von bis zu 12cm, aber dafür eine genauere Darstellung der Strukturen. Bereits in Kapitel 2.1 wurde beschrieben, dass Ultraschallwandler mit höheren Frequenzen zwar eine geringere Eindringtiefe haben, aber dafür eine höhere Ortsauflösung liefern.

Bei der Auswahl eines geeigneten Transducer musste nun überlegt werden:

1. Welches Ultraschallphantom sollte genutzt werden und
2. Welche Ultraschallfrequenz bzw. Eindringtiefe wäre entsprechend am sinnvollsten.



Abbildung 3-3: Terason 4MHz CA-Ultraschallwandler

Die Wahl fiel bei der 1. Frage auf das Ultraschallphantom GAMMEX RMI MODEL 821“, welches auf den Abbildungen 3-4 und 3-5 zu sehen ist. Dieses ist insgesamt sowohl ca. 15cm hoch als auch breit. Das Phantom besteht aus einem Materialgemisch, welches dem menschlichen Gewebe sehr ähnlich ist.

Sogenannte Tissue Mimicking Materials (TMM), aus dem ein Ultraschallphantom aufgebaut ist, bestehen häufig aus einer sehr beständigen homogenen Mixtur z.B. aus Gelatine, Ultrafiltrierter Milch, Agar, Ethanol, Methanol, Polyesterpolyol oder anderen Substanzen. [8] [9]

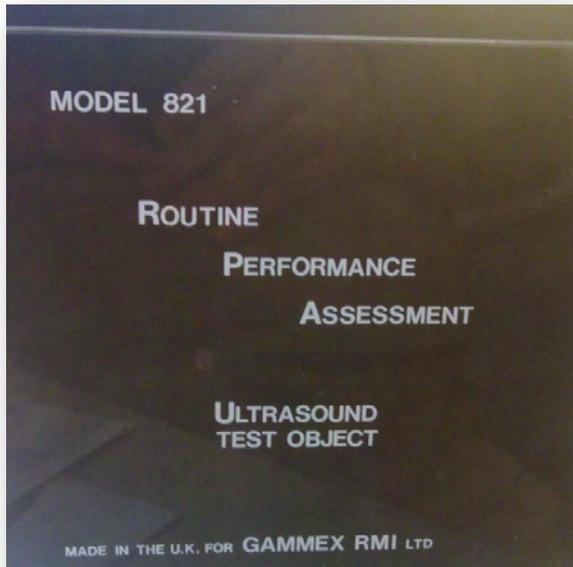


Abbildung 3-4: Ultraschallphantom, Seite A

Die Schallgeschwindigkeit innerhalb des Phantoms beträgt daher 1539 m/s.

Die Dämpfung hat einen Wert von $0,86 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$.

Innerhalb dieses Phantommaterials befinden sich Fäden aus einem stark reflektierenden Material. Diese haben einen Durchmesser von 0,15 mm. Vertikal, genau im horizontalen Zentrum, sind es von oben bis unten genau 14 Stück, im Abstand von jeweils 1 cm, übereinander. Die Reflektoren solcher Phantome bestehen häufig aus Titanoxid, Graphit, Silber, Acryl PVC oder auch Aktiver Kohle. [8] [9]

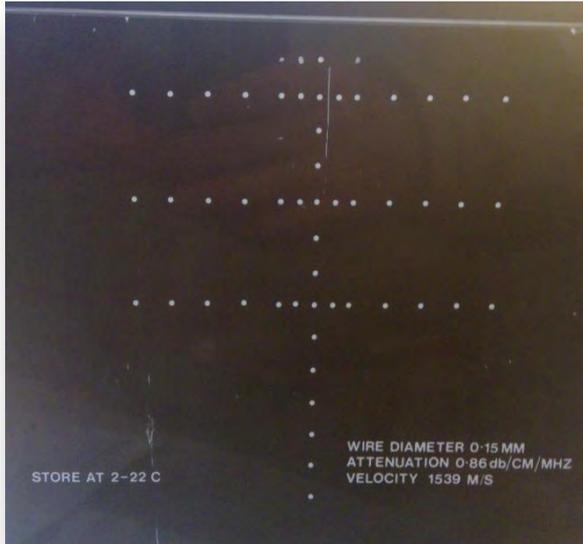


Abbildung 3-5: Ultraschallphantom, Seite B

Aufgrund der Abmessungen des Ultraschallphantoms war es am sinnvollsten sich für den 7MHz-Multi-Element-Transducer mit einer max. Eindringtiefe von 12cm zu entscheiden, mit welchem die Strukturen am genauesten abgebildet werden.

Als Koppelmedium zwischen dem Ultraschallwandler und den Ultraschallphantom wurde H_2O verwendet.

Für den Teil der Datenanalyse standen ein PC mit MATLAB sowie diverse Begleitliteratur (Userguides) zur Verfügung.

Für das Umwandeln der .ult-Ultraschallbilddateien in MATLAB-kompatible Dateien stand ein Programm namens „UltToMatlab“ zur Verfügung.

3.2 Methoden der Versuchsdurchführung

Dieser Abschnitt ist unterteilt in die Aufnahme der Ultraschallfelder im ersten Schritt und in einem weiteren Schritt in die Analyse der erhaltenen Daten.

3.2.1 Aufnahme der Ultraschallbilder

Die Aufnahme der Ultraschallbilder (B-Bilder in Graustufen) vom Faden-Phantom mit dem Ultraschallsystem und dem 7MHz-Ultraschallwandler erfolgte manuell.

Dabei wurden unterschiedliche Kombinationen von Parametereinstellungen genutzt, die sich jedoch an verschiedenen Tagen wiederholten.

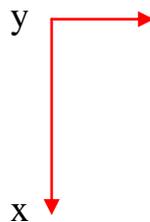


Abbildung 3-6: Zuordnung Achsenbeschriftung Versuchsaufbau

Da ohne komplizierten und aufwendigen Messaufbau nicht jedes Mal der exakt gleiche Winkel oder die gleiche Position (in t/x- und y-Richtung, siehe Abbildung 3-6) beim Aufsetzen des Schallkopfes auf das Ultraschallphantom realisiert werden konnte, wurden bei der späteren Auswertung zur Mittelwertbildung mehrere A-Linien-Bilder übereinander gelegt.

Betrachtet wurde primär eine aus dem B-Bild extrahierte A-Linie des Ultraschallbilds, welche immer das Echo eines bestimmten Phantom-Fadens darstellte (siehe Abbildung 3-7).



Abbildung 3-7: Markierung des betrachteten Bereichs im Faden-Phantom (links) und Ultraschallbild (rechts)

Nach Abschluss der Aufnahmen wurde der in Abbildung 3-7 markierte Bereich mit Hilfe von MATLAB noch genauer analysiert.

3.2.2 Analyse der Ultraschallfelder mit Hilfe von MATLAB

Für die Auswertung der aufgenommenen Daten mussten jedoch zunächst mit einer speziellen Software („UltToMatlab“) die .ult-Bilddateien des Ultraschallsystems in .mat-Dateien gewandelt werden.

Auf diese Weise wurde die Voraussetzung geschaffen, die Daten mit MATLAB auswerten zu können.

Zum Vorgehen der Datenauswertung:

Nach dem Start von MATLAB erscheinen verschiedene kleinere Fenster innerhalb eines großen Fensters.

Zunächst muss im Verzeichnis-Fenster („Current Directory“) das gewünschte Verzeichnis mit den .gespeicherten .mat-Dateien aufgerufen werden. Danach wählt man eine der Dateien aus.

Um zu erfahren, um welchen Datentyp es sich handelt und wie groß die Datei (eine Variable eines bestimmten Datentyps) ist, gibt man im Kommando-Fenster („Command Window“) den Befehl „whos“ ein und erhält die benötigten Informationen.

Angezeigt werden der Name der Variablen, die Größe der Variablen in Dimensionsangaben (1-dimensional: AA, 2-dimensional: AA x BB oder 3-dimensional AA x BB x CC) sowie in Bytes und die Class (der Datentyp; z.B. double).

In den Fenstern „Workspace“ und „Command History“ hat man zusätzlich eine Übersicht über die aktuellen Variablen und die bisher getätigten Befehls-Eingaben (siehe Abbildung 3-8).

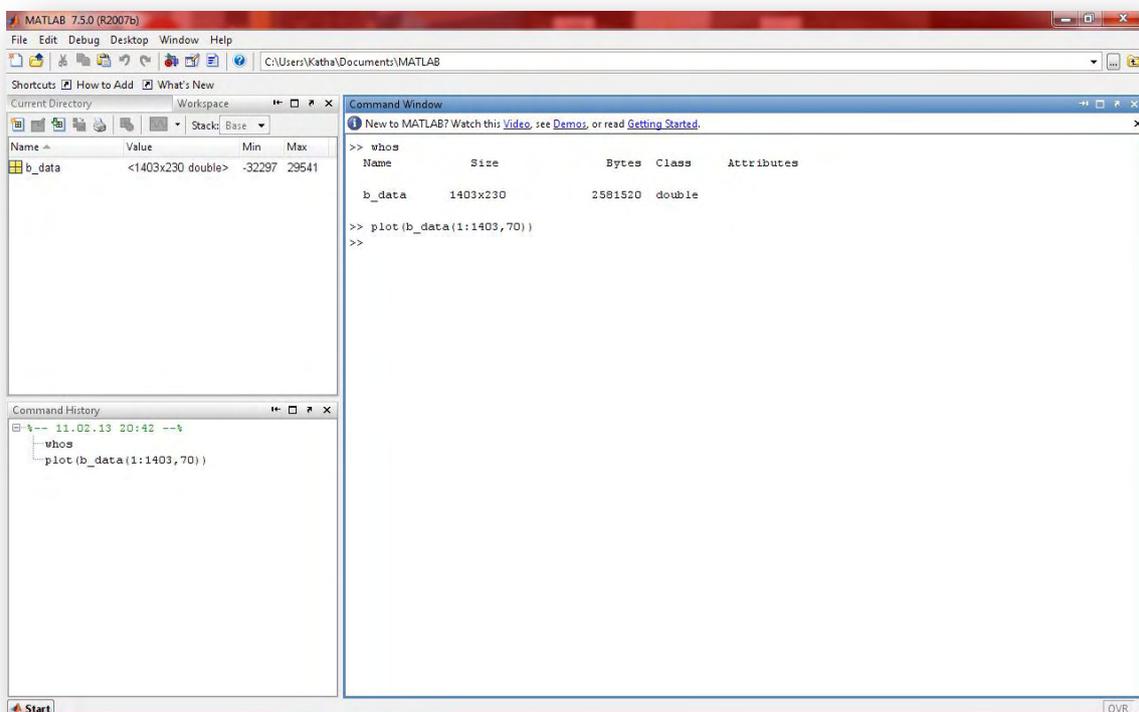
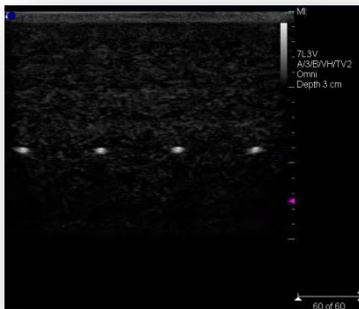
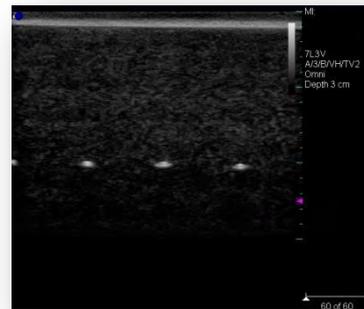


Abbildung 3-8: MATLAB-Fenster: Beispiel einer Befehlseingabe

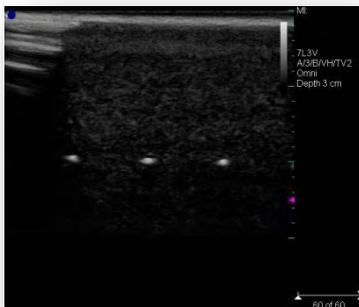
Im nächsten Schritt kann man mit dem Befehl „plot(b_data(dd:ee,ff)); ←“ eine A-Linie des B-Bildes darstellen lassen (siehe Abbildung 3-8). „b_data“ ist der Name der Variablen, „dd:ee“ gibt einen Bereich in x-Richtung an und „ff“ eine bestimmte Datenreihe in y-Richtung. Will man sich eine bestimmte Datenreihe in x-Richtung in einem Wertebereich der y-Richtung ansehen, so ist das Argument im o.g. Befehl entsprechend veränderbar.



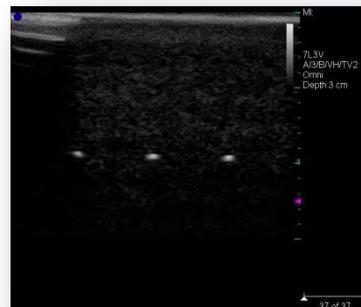
Nr1



Nr2



Nr3



Nr4

Abbildung 3-9: Aufnahmen Nr1-Nr4 des Ultraschall-Phantoms

In Abbildung 3-9 a-d sind 4 verschiedene Aufnahmen desselben Bereichs des Phantoms zu sehen. Ausgewertet wurde bei allen 4 Ultraschallfeldern nur ein immer gleicher Reflektor, der in Abbildung 3-7 markiert ist.

Für die Analyse mit MATLAB wurden die einzelnen A-Linien (Amplituden der Echos) in x-Richtung nacheinander betrachtet und auf ihre Amplituden (Impulsantworten) bewertet.

Desweiteren ist es möglich die gewonnen Daten aus den Bildern auch mit Hilfe von MATLAB in eine Excel-Datei zu übertragen, um eine spätere Auswertung mit Excel fortzusetzen.

Die notwendigen Schritte dafür sind:

1. Festlegung einer Variablen (Matrix), die alle gewünschten Daten enthält
2. Abspeichern dieser Variablen als Exceldatei.

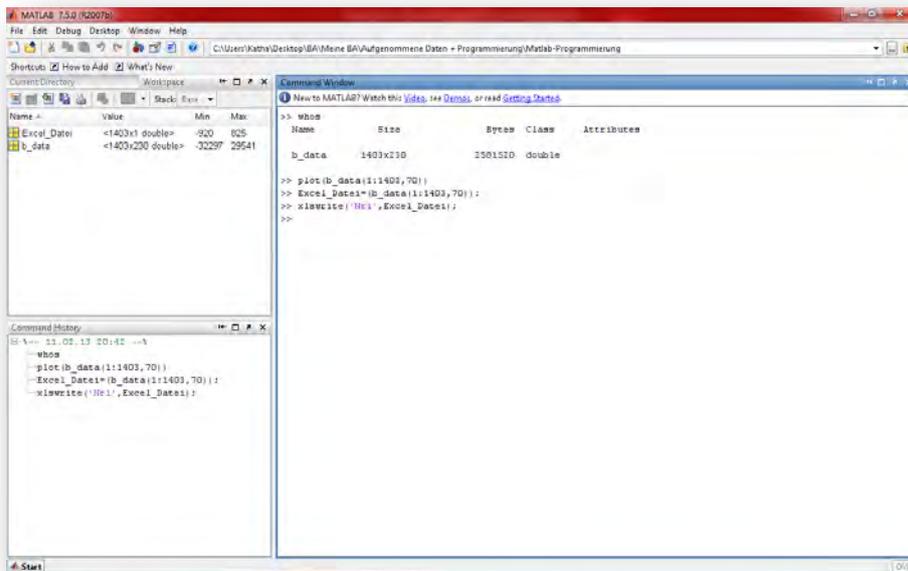


Abbildung 3-10: MATLAB Befehlseingabe Datenspeicherung in Excel

Abbildung 3-10 zeigt das MATLAB-Fenster nach Befehlseingabe.

1. Mit „Excel_Datei=(b_data(1:1403,70));“ wird die Variable „Excel-Datei“ definiert. Diese enthält alle Daten einer Impulsantwort, an der Stelle $y=70$ und in der Tiefe über das gesamte Feld (von 1 bis 1403).
2. Der Befehl „xlswrite('Nr1',Excel_Datei);“ speichert die zuvor definierte Matrix-Variablen in einer Excel-Datei.

Ein Auszug der gespeicherten Excel-Daten zu den signifikanten A-Linien der Ultraschallfelder Nr1-Nr4 befindet sich in Anhang A.

Ebenfalls analysiert wurden Ultraschallfelder mit mehreren Reflektoren hintereinander, siehe Abbildung 3-11.

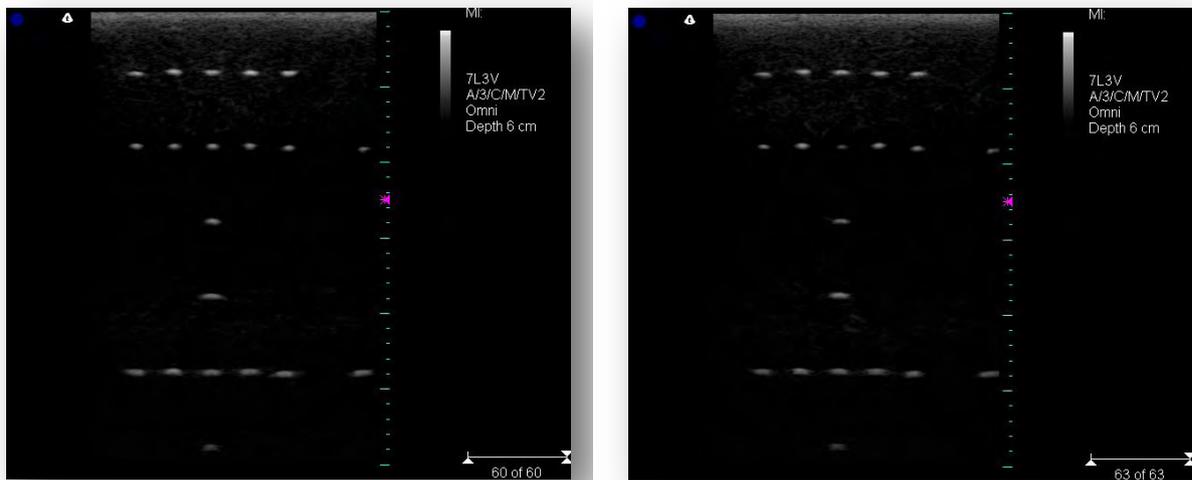


Abbildung 3-11: Aufnahmen Nr5+Nr6 des Ultraschall-Phantoms

Auch hier wurden die einzelnen Impulsantworten A-Linie für A-Linie ausgewertet bis die A-Linien gefunden wurde, mit deren Impulsantwort der Vergleich von Impulsantworten mehrerer Reflektoren verglichen und bewertet werden soll. Am Ende wurden die Daten in einer Excel-Datei abgespeichert. Auf ein Anfügen dieser Excel-Tabelle wurde, aufgrund der großen Datenmenge durch mehrere Reflektoren, im Anhang verzichtet.

3.3 Ergebnisse der Analyse der realen Ultraschallfelder

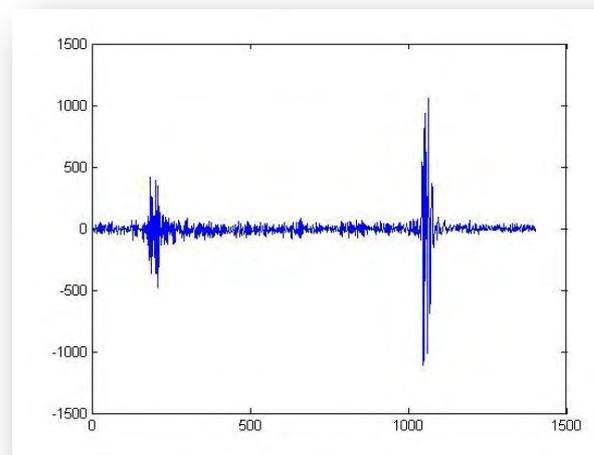
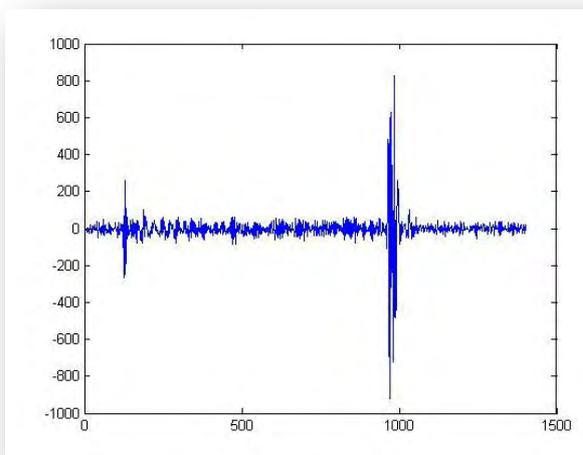
Die Betrachtung der Ergebnisse aus der Analyse der aufgenommenen Ultraschallfelder erfolgt der Übersicht halber in 2 Schritten.

3.3.1 Ergebnisse mit einem Reflektor

Die Analyse mit MATLAB brachte in den Ultraschalldatenfeldern jeweils eine signifikante A-Linie hervor, welche in Abbildung 3-12 Nr1-Nr4 zu sehen sind.

Auch zu sehen ist in den 4 Grafiken jeweils A-Linie mit 2 Peaks. Der erste Peak am linken Rand ist bei allen 4 Impulsantworten ursächlich darin zu begründen, dass Ultraschallwandler und Phantom nicht optimal gekoppelt waren.

Auch in Abbildung 3-9 Nr1-Nr4 sind am oberen Rand des Phantoms hellere Bereiche zu erkennen, die durch ungewollte Streuung und Reflexion entstanden sind.



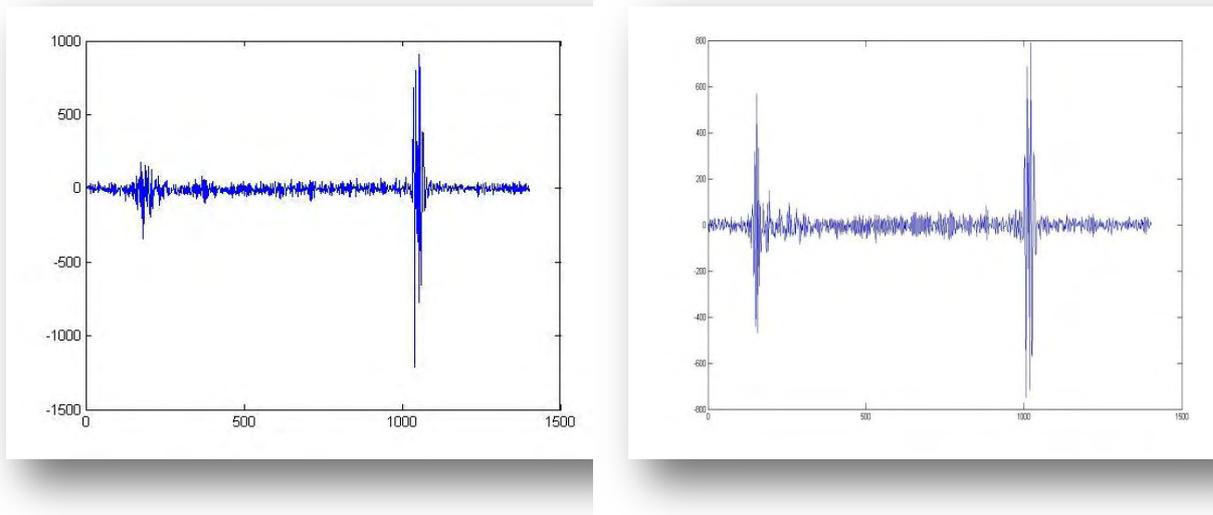


Abbildung 3-12: A-Linien der Phantomaufnahmen Nr1-Nr4

Da bekannt ist, warum die Amplituden in den Impulsantworten in diesem Bereich ausschlagen und dies nicht gewollt ist, kann es für die weitere Auswertung vernachlässigt werden.

Die allgemeine Analyse der Ultraschallfelder lieferte die in Abbildung 3-13 dargestellten Ergebnisse. Alle sind gleich groß und gehören der gleichen Class an.

Name	Größe	Bytes	Class	Position signifikante A-Linie
Nr1: b_data	1403x230	2581520	double	70
Nr2: b_data	1403x230	2581520	double	55
Nr3: b_data	1403x230	2581520	double	102
Nr4: b_data	1403x230	2581520	double	101

Abbildung 3-13: Eigenschaften der Ultraschallfelder Nr1-Nr4

Ganz rechts in der Abbildung 3-13 sind die signifikanten A-Linien der Ultraschallfelder Nr1-Nr4 aufgeführt, die zur Analyse verwendet werden.

Durch die real aufgenommenen Ultraschallbilder (Abbildung 3-9) wissen wir, dass der eingestellte Fokus bei einer Tiefe von 2,5 cm und die Tiefe der Aufnahme bei 3,0 cm lagen. Die Position der Fäden liegt bei einer Tiefe von 2,0 cm..

Aus der Tabelle sehen wir nun, dass die maximale Bildtiefe bei 1403 (Horizontale Achse der A-Linien-Grafiken) liegt.

Diese Werte setzen wir nun ins Verhältnis:

	Verhältnis	Gesamttiefe	Fokus	Fadenreflektor
Reales Bild	1,0 cm	3,0 cm	2,5 cm	2,0 cm
MATLAB Bild (Bildpunkte)	~468 BP	1403	~1169	~935

Abbildung 3-14: Korrelationen absolute und relative Tiefe A-Linien (Nr1-Nr4)

Zu sehen ist anhand der Abbildung 3-14, dass innerhalb der A-Linien, die durch MATLAB ermittelt wurden, die Peaks für die Faden-Reflektoren auf der Horizontalachse in Höhe von 935 zu erwarten sind. Beachten muss man noch eine Verschiebungsstrecke x zwischen Ultraschallwandler und Phantomoberfläche (z.B. wenn der Wandler nicht immer in der exakt gleichen Position aufgesetzt wird), die in den Abstand mit hineinspielt.

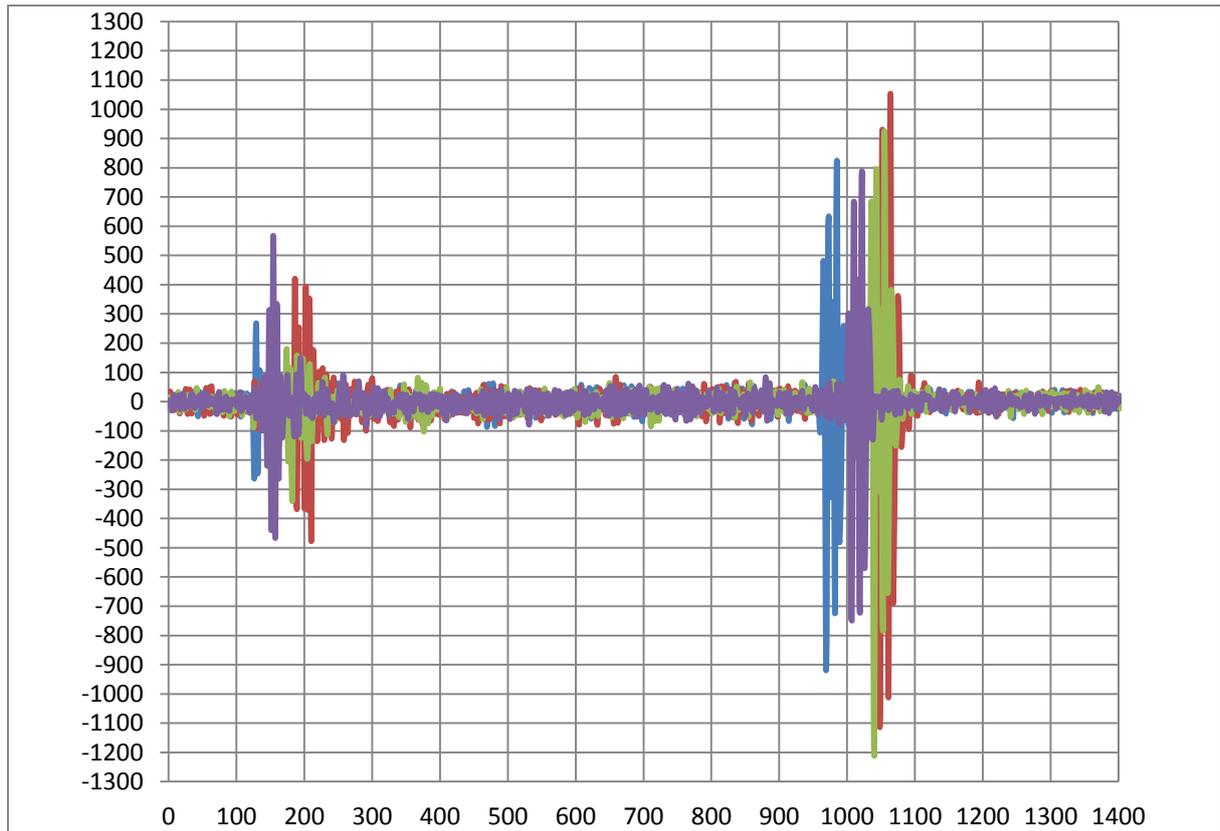


Abbildung 3-15: Mittelung der A-Linien aus Nr1-Nr4

In Abbildung 3-15 kann die Mittelung der Impulsantworten dargestellt. Die Mittelung der Daten ist insoweit hilfreich, da sie einen objektiveren Vergleich mit der später ermittelten Impulsantwort aus dem simulierten B-Bild ermöglicht.

Ausschlaggebend für den Vergleich sind nur die Peaks, die im tieferen (rechten) Bereich des auftreten. Bei allen 4 Bildern liegen sie um den Punkt 1000 herum, d.h. ein wenig verschoben zu dem oben ermittelten, theoretischen Wert.

Wie bereits erwähnt kommt es aber durch eine gewisse Strecke zwischen Transducer und Phantomoberfläche zu einer Verlängerung der gesamten Strecke und einer Verschiebung im Bild. Außerdem ist zur Erklärung, weshalb nicht alle A-Linien direkt übereinander liegen, mit anzuführen, dass die Messungen manuell, ohne komplizierten Messaufbau durchgeführt wurden und schon eine leichte Winkelstellung des Transducers eine Veränderung der Ergebnisse liefert.

3.3.2 Ergebnisse mit mehreren Reflektoren

Die signifikanten A-Linien der Ultraschallfelder mit mehreren Reflektoren sind in der Abbildung 3-16 dargestellt.

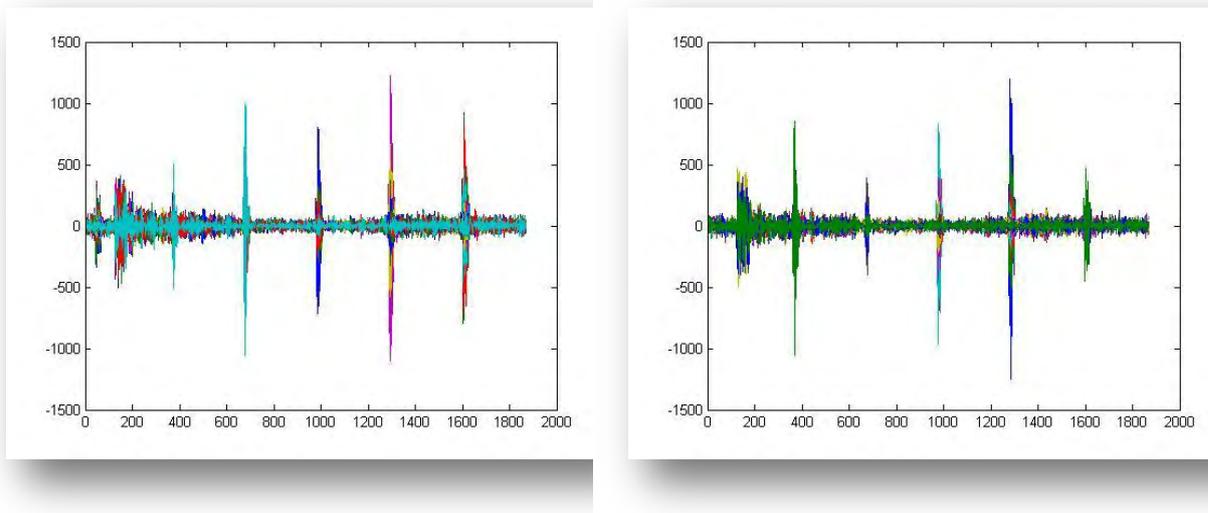


Abbildung 3-16: A-Linien der Phantomaufnahmen Nr5+Nr6

Bei der Analyse dieser Ultraschallfelder war es nicht mehr möglich eine einzige signifikante A-Linie zu identifizieren, sondern es wurde eine Gruppe von A-Linien zur Erfassung aller einzelnen Reflektor-Echos benötigt. In Abbildung 3-17 sind die Eigenschaften der Ultraschallfelder Nr5 und Nr6 dargestellt. Zu sehen ist, dass die Größe dieser beiden Ultraschallfelder gleich ist, aber im Vergleich zu den in Abschnitt 3.3.1. in Abbildung 3-13 dargestellten Eigenschaften der Ultraschallfelder mit einem Reflektor haben sich die Größenverhältnisse verändert. Die Zahl der Bildpunkte für die Tiefe ist mit 1867 Bildpunkten in Nr5+Nr6 zu 1403 in Nr1-Nr4 größer geworden. Dafür hat sich die Zahl der Bildpunkte für die Darstellung der Breite, 128 bei Nr5+Nr6 zu 230 bei Nr1-Nr4, reduziert. Ursächlich für diese Veränderung in der Auflösung bezüglich der Bildpunkte ist, dass bei den Ultraschallfeldern Nr5+Nr6 (6,0 cm)

eine doppelte Tiefe im Vergleich zu den Ultraschallfeldern Nr1-Nr4 (3,0cm) abzubilden ist.

Name	Größe	Bytes	Class	Bereich signifikanter A-Linien
Nr5: b_data	1867x128	1911808	double	40:50
Nr6: b_data	1867x128	1911808	double	46:54

Abbildung 3-17: Eigenschaften der Ultraschallfelder Nr5+Nr6

Auch aufgeführt in Abbildung 3-17 ist der analysierte Bereich signifikanten A-Linien innerhalb der Ultraschallfelder Nr5+Nr6.

Abbildung 3-18 zeigt die ungefähr zu erwartenden Positionen der Reflektoren in den Impulsantworten der A-Linien Nr5+Nr6 an.

	Ges.-tiefe	Verhältnis	Fokus	Fadenreflektoren					
				<1,0 cm	<2,0 cm	<3,0 cm	<4,0 cm	<5,0 cm	<6,0 cm
Reales Bild	6,0 cm	1,0 cm	2,5 cm	<1,0 cm	<2,0 cm	<3,0 cm	<4,0 cm	<5,0 cm	<6,0 cm
MATLAB Bild (Bildpunkte)	1867	~311 BP	~778	~311	~622	~933	~1245	~1556	~1867

Abbildung 3-18: Korrelationen absolute und relative Tiefe A-Linien (Nr5+Nr6)

Wenn man die Grafik zur Mittelwertbildung der A-Linien der beiden Ultraschallfelder Nr5+Nr6 betrachtet (Abbildung 3-19) und bezüglich der Positionen der Reflektoren untersucht, dann stimmen die theoretischen

ermittelten Bereiche grob mit denen in der Grafik überein. Auch hier gibt es, wie bei den Impulsantworten bei Nr1-Nr4 Ausschläge im Bereich zwischen 50 und 200. Auch hier liegt der Grund in einer nicht ganz optimalen Ankopplung des Ultraschallwandlers an das Phantom und der nicht gewährleistungsfähigen Reproduzierbarkeit des Aufsetzwinkels. Dadurch kommt es auch hier zu Strecken- bzw. Zeitverschiebungen.

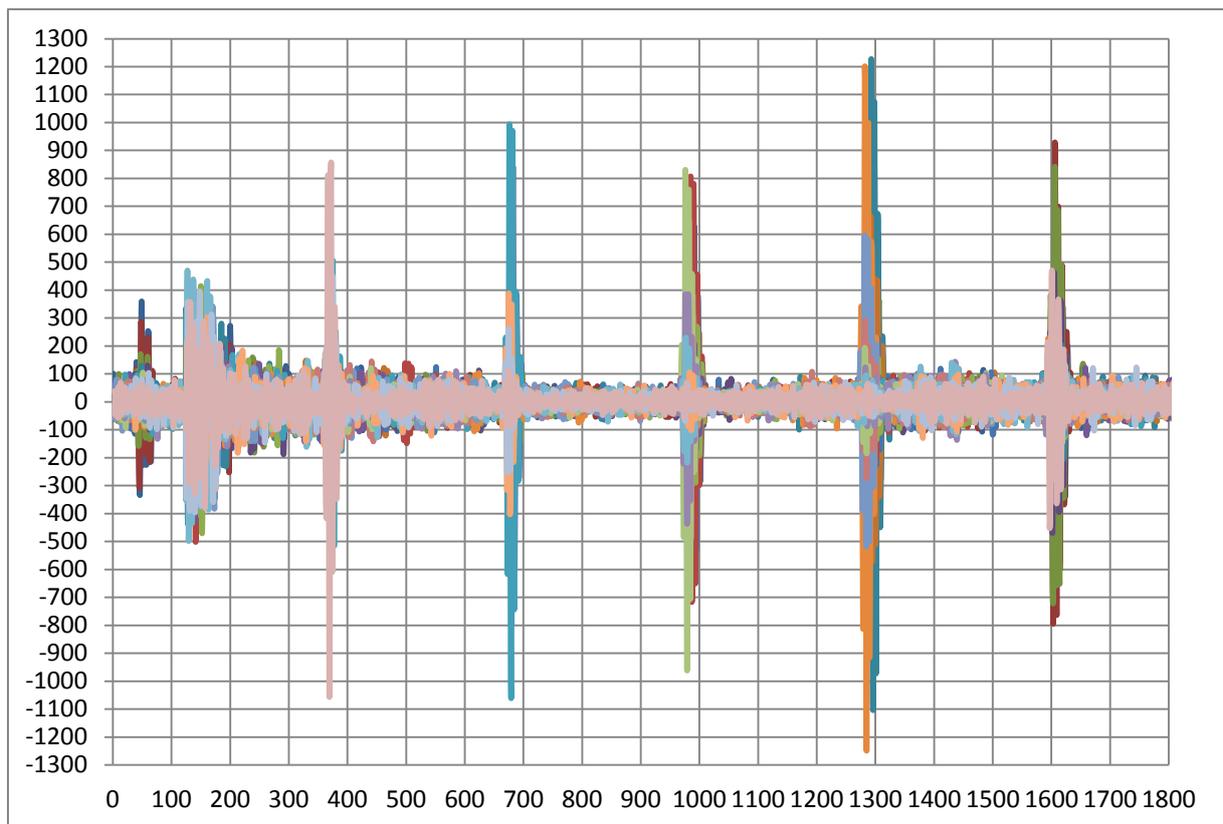


Abbildung 3-19: Mittelung der A-Linien aus Nr5+Nr6

Dies ist zunächst die Darstellung der Ergebnisse, die die Analyse mittels MATLAB von den aufgenommenen Ultraschallfeldern lieferte.

In den folgenden Kapiteln erfolgt noch eine Darstellung der Ergebnisse aus der Simulation und ein Vergleich beider Ergebnisse.

4 Simulation und Auswertung von Ultraschallfeldern

In diesem Kapitel erfolgt die Beschreibung der Hilfsmittel zur Simulation, als auch die Durchführung der Rekonstruktion von Ultraschallfeldern.

4.1 Materialien zur Simulation von Ultraschallfeldern

Um nun Daten zu erhalten, die für den Vergleich von realen und simulierten Ultraschalldaten, geeignete waren, wurden nun noch simulierte Ultraschallfelder benötigt.

Die Rekonstruktion der Ultraschalldaten erfolgte mit MATLAB und FieldII, welche in Kapitel 2 bereits kurz beschrieben wurden.

Über das Programm MATLAB kann das Unterprogramm FieldII aufgerufen werden und verschiedene Funktionen zur Simulation genutzt werden.

MATLAB selbst diente am Ende wieder zur Analyse der Ultraschallfelder.

4.2 Methoden der Simulation

Mit Hilfe von MATLAB und FieldII sollte der Nachbau des Ultraschallwandlers und die Simulation eines Ultraschallphantoms umgesetzt werden. Dazu war es nötig, die signifikanten Parameter des realen Wandlers und des realen Phantoms zu identifizieren, zu übertragen und mit Hilfe des MATLAB-Editors m-Files zu kreieren, die zum gewünschten Ergebnis, der Lieferung der rekonstruierten Ultraschalldaten, führten.

Auch unabdingbar sind die FieldII-eigenen Unterprogramme.

4.2.1 Notwendige Parameter

Zunächst mussten die Parameter bestimmt werden, die vom Ultraschallwandler in Kapitel 3 zur Aufnahme der realen Ultraschallbilder genutzt wurden.

Zur Verwendung in der Simulation wurden diese nun übertragen.

Benötigt wurden zur Rekonstruktion des Ultraschallwandlers:

1. Mittenfrequenz des Ultraschallwandlers
2. Abtastfrequenz
3. Schallgeschwindigkeit
4. Wellenlänge
5. Elementbreite
6. Elementhöhe
7. Kerf
8. Fokus
9. Anzahl der Transducerelemente
10. Anzahl der aktiven Elemente
11. Dämpfung

Aus Abbildung 4-1 sind die fertig eingestellten Geräteparameter für die Simulation der Aufnahmen ersichtlich. Die Informationen zu den Parametern lieferten der UserGuide des Ultraschallsystems (siehe Anhang B und C), die Seite B des Ultraschallphantoms (siehe Abbildung 3-5) und die Parametereinstellungen von den Aufnahmen der realen Bilder (siehe Abbildung 3-9 und 3-11; z.B. der Fokus).

```
% Generiere die Transducer-Aperturen/Geräteparameter zum Senden und Empfangen

f0=4.87e6;           % Transducer-Mittenfrequenz [Hz]
fs=50e6;            % Abtastfrequenz [Hz]
c=1539;             % Schallgeschwindigkeit [m/s]
lambda=c/f0;        % Wellenlänge [m]
width=lambda;       % Elementbreite [m]
element_height=5/1000; % Elementhöhe [m]
kerf=width/20;      % Kerf [m]
focus=[0 0 25]/1000; % Fixed focal point [m]
N_elements=128;     % Anzahl der Elemente
N_active=64;        % Anzahl der aktiven Elemente
freq_att=0.086/1000; % Dämpfung [dB/m/Hz]
```

Abbildung 4-1: FieldII und MATLAB: Einstellung der Geräteparameter

Des Weiteren wurden zur Simulation eines Ultraschallphantoms benötigt:

1. Abstand zwischen zwei Streukörpern
2. Beginn der Phantomoberfläche
3. Position des ersten Streukörpers

Optional:

4. Phantombreite
5. Phantomtiefe
6. Phantomhöhe

In Abbildung 4-2 sind die eingestellten Parameter ersichtlich, die für das simulierte Phantom genutzt wurden.

Dabei wurde das Ultraschallphantom, welches für die realen Aufnahmen genutzt wurde, nicht komplett „nachgebaut“.

Für die Simulation und den anschließenden Vergleich der Daten war es ausreichend die signifikanten Merkmale (die Merkmale der Impulsantwort) des real genutzten Faden-Phantoms zu rekonstruieren. Dazu gehörten die horizontalen Positionen und die Abstände der Streukörper zueinander und zur Oberfläche des Phantoms (dort, wo der Ultraschalltransducer aufgesetzt wird).

Die Form und die horizontale Anordnung innerhalb des Phantoms konnte daher vernachlässigt werden.

Die Dämpfungs- und Schallgeschwindigkeitseigenschaften wurden bereits in den Geräteeigenschaften der Apertur (im übergeordneten Programm) eingestellt.

```
x_size=150/1000;  
y_size=50/100;  
z_size=150/1000;  
dz=10/1000;           % Abstand zwischen zwei Streukörpern [m]  
z_start=10/1000;      % Beginn der Phantomoberfläche [m]  
zc=10/1000+z_start;  % Position des ersten Streukörpers
```

Abbildung 4-2: FieldII und MATLAB: Einstellung der Phantomparameter

Die notwendigen Informationen zur Parametereinstellung lieferte die Seite B des Ultraschallphantoms (siehe Abbildung 3-5).

Mit den nun definierten Parametereinstellungen konnte nun begonnen werden ein Programm zu schreiben und auszuführen, welches ein simuliertes Ultraschallfeld liefert. Die Erstellung eines Programms, das unter MATLAB läuft, erfolgt im MATLAB-Editor. Der Programm-Code wird für eine spätere Verwendung als .m-File abgespeichert.

4.2.2 Programmablauf der FieldII- und MATLAB-Operationen

Für den Start von FieldII ist es notwendig unter MATLAB bestimmte Routinen auszuführen. Wenn das Fenster von MATLAB geöffnet ist, erfolgt im „Command Window“ eine Befehlseingabe (siehe Abbildung 4-3).

Simulation und Auswertung von Ultraschallfeldern

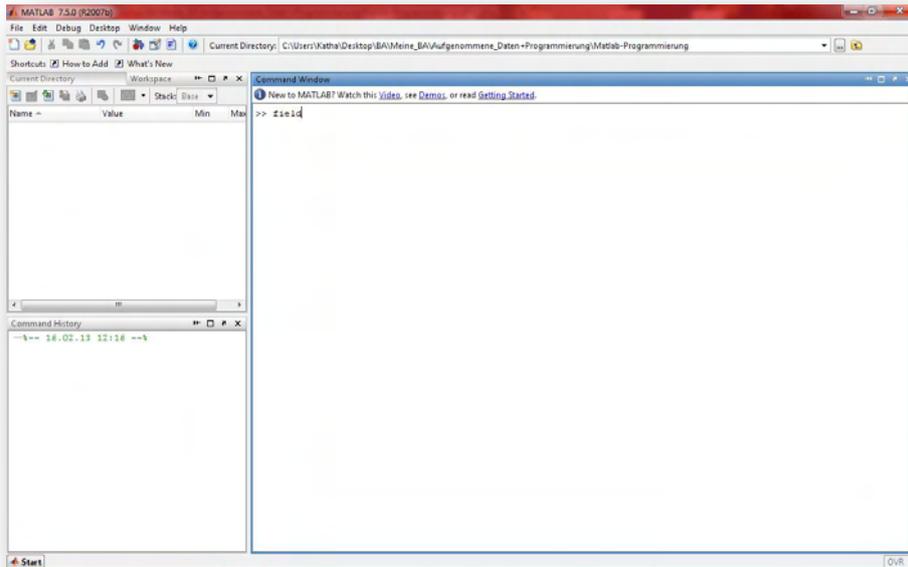


Abbildung 4-3: Aufrufen von FieldII

Durch den Befehl „field ↵“ wird das Unterprogramm FieldII gestartet (Programmcode: Anhang F).

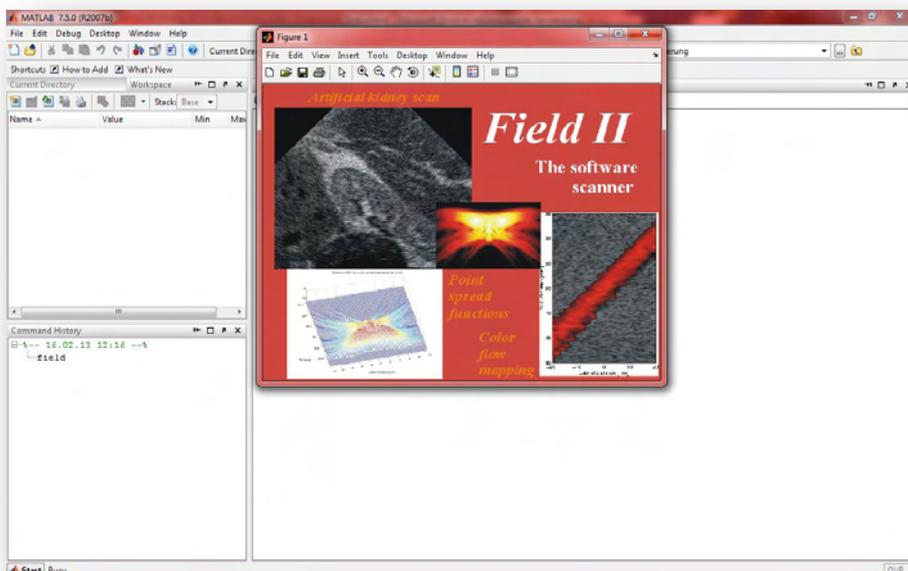


Abbildung 4-4: Initialisierung von FieldII

Aus Abbildung 4-4 wird ersichtlich, dass dieses Unterprogramm wiederum ein Programm zur Initialisierung von FieldII aufruft (Programmcode: Anhang G). Diese hat die Abbildung 4-4 als Resultat.

Im nächsten Schritt kann man dann das geschriebene Programm zur Simulation eines Ultraschallfeldes aufrufen.

Über die Eingabe des Programmnamens (Name der gespeicherten .m-Datei) in das „Command Window“ und einer Bestätigung durch die Enter-Taste wird das Programm aufgerufen und berechnet von alleine sein simuliertes Bild, nach den im Programmcode vorgegebenen Parametern und Variablen.

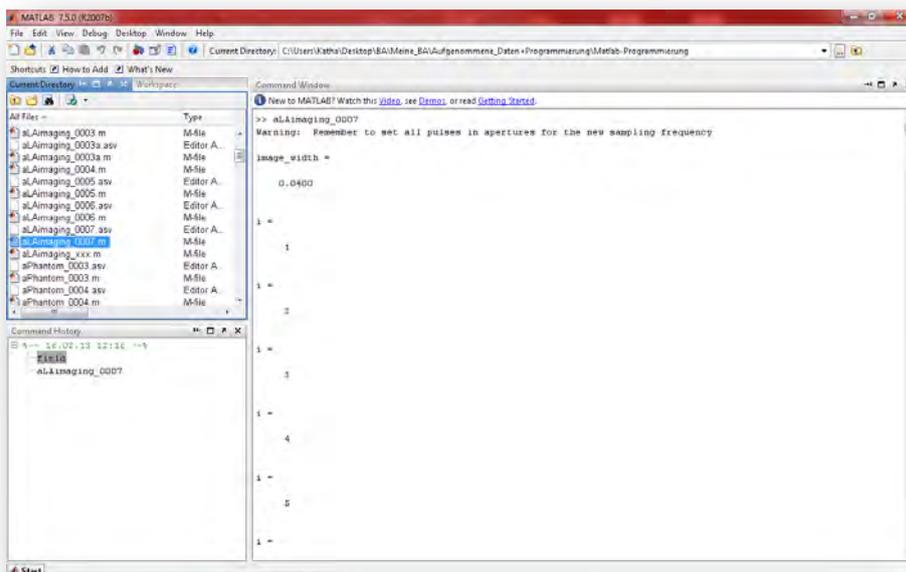


Abbildung 4-5: Aufruf des geschriebenen Simulationsprogramms unter MATLAB

Nacheinander werden auch hier Unterprogramme aufgerufen (siehe Abbildung 4-5), die bestimmte Inputvariablen erhalten, um diese zu prüfen oder auch um sie weiter zu verarbeiten und dann einen Output an das übergeordnete Programm zu liefern.

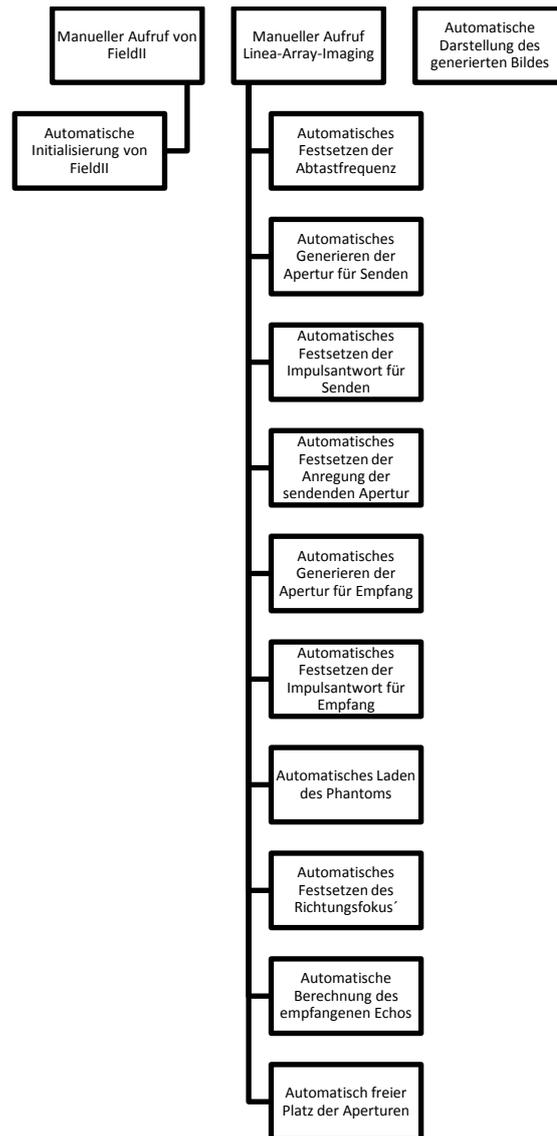


Abbildung 4-6: Programmablaufplan

Im Detail erfolgen folgende Operationen nacheinander innerhalb des Programms zur Ultraschallfeldsimulation (Programmcode Linear-Array-Imaging komplett in Anhang D; siehe auch Abbildungen 4-7 bis 4-11):

1. Es wird beim Ablufen automatisch geprüft, ob allen **Parametern ein Wert** zugeordnet ist.
2. Aufrufen des Unterprogramms zum **Festsetzen der Abtastfrequenz** (Programmcode Angang H). Als Input übergeben wird der im übergeordneten Programm festgelegte Wert für die Abtastfrequenz. Das Unterprogramm testet die Parameter auf Richtigkeit.

3. Aufrufen des Unterprogramms zum **Generieren der Apertur zum Aussenden** (Programmcode Anhang I). Als Input übergeben werden die Anzahl der Elemente, Elementbreite, Elementhöhe, Kerf, Anzahl der Subdivisions in x-Richtung, Anzahl der Subdivisions in y-Richtung und der Fokus. Als Output zum übergeordneten Programm wird ein Pointer für die Transducer-Apertur geliefert.

```

% Programmierung Linear-Array Imaging
% Generiere die Transducer-Aperturen/Gerüsteparameter zum Senden und Empfangen

f0=4.87e6;           % Transducer-Mittenfrequenz [Hz]
fs=50e6;            % Abtastfrequenz [Hz]
c=1539;             % Schallgeschwindigkeit [m/s]
lambda=c/f0;        % Wellenlänge [m]
width=lambda;       % Elementbreite [m]
element_height=5/1000; % Elementhöhe [m]
kerf=width/20;      % Kerf [m]
focus=[0 0 25]/1000; % Fixed focal point [m]
N_elements=128;     % Anzahl der Elemente
N_active=64;        % Anzahl der aktiven Elemente
freq_att=0.086/1000; % Dämpfung [dB/m/Hz]

% Festsetzen der Abtastfrequenz

set_sampling(fs);   % Siehe Anhang

% Generieren der Apertur/Antennenwirkfläche zum Aussenden

emit_aperture = xdc_linear_array(N_elements, width, element_height, kerf, 1, 1, focus);
% Siehe Anhang

```

Abbildung 4-7: Simulations-Programmcode Teil 1

4. Festlegen der **Impulsantwort** mit den gegebenen Parametern zur Mittenfrequenz und Abtastfrequenz.
5. Aufrufen des Unterprogramms zum **Festsetzen der ausgesendeten Impulsantwort** (Programmcode Anhang J). Als Input für die Impulsantwort werden die Parameter der aussendenden Apertur und die

Funktion der Impulsantwort übergeben. Das Unterprogramm testet die übergebenen Parameter auf Richtigkeit.

6. Festlegen **des Anregungsimpulses** (mit Mitten- und Abtastfrequenz).
7. Aufrufen des Unterprogramms zur **Anregung der aussendenden Apertur** (Programmcode Anhang K). Als Input für die Anregung werden die Parameter der aussendenden Apertur und die Funktion der Anregung übergeben. Das Unterprogramm testet die übergebenen Parameter auf Richtigkeit.

```
% Festsetzen der Impulsantwort und Anregung der aussendenden
% Apertur/Antennenwirkfläche

impulse_response=sin(2*pi*f0*(0:1/fs:2/f0));

xdc_impulse (emit_aperture, impulse_response);
                % Siehe Anhang
impulse_response=impulse_response.*hanning(max(size(impulse_response)));
excitation=sin(2*pi*f0*(0:1/fs:2/f0));
                % Siehe Anhang
xdc_excitation (emit_aperture, excitation);
                % Siehe Anhang

% Generieren der Apertur/Antennenwirkfläche zum Empfangen

receive_aperture = xdc_linear_array (N_elements, width, element_height, kerf, 1, 1, focus);
                % Siehe Anhang

% Festsetzen der Impulsantwort für die empfangende Apertur/Antennenwirkfläche

xdc_impulse (receive_aperture, impulse_response);
                % Siehe Anhang
```

Abbildung 4-8: Simulations-Programmcode Teil 2

8. Aufrufen des Unterprogramms zum **Generieren der Apertur zum Empfangen** (Programmcode Anhang I). Als Input übergeben werden die Anzahl der Elemente, Elementbreite, Elementhöhe, Kerf, Anzahl der

Subdivisions in x-Richtung, Anzahl der Subdivisions in y-Richtung und der Fokus. Als Output zum übergeordneten Programm wird ein Pointer für die Transducer-Apertur geliefert.

9. Aufrufen des Unterprogramms zum **Festsetzen der empfangenen Impulsantwort** (Programmcode Anhang J). Als Input für die Impulsantwort werden die Parameter der aussendenden Apertur und die Funktion der Impulsantwort übergeben. Das Unterprogramm testet die übergebenen Parameter auf Richtigkeit.

```
% Laden des Computerphantoms

[phantom_positions, phantom_amplitudes] = aPhantom_final(4);
% Siehe Programmierung Phantom (und Anhang)

% Aufnahme des Linear-Array-Imaging-Bildes

no_lines=230;           % Anzahl der A-Linien im Bild
image_width=40/1000    % Breite des Bildes
dx=image_width/no_lines; % Schrittgröße im Bild
z_focus=25/1000;      % Fokus in der z-Achse

% Festsetzen der Apodization

apo=hanning(N_active)';

% Reservieren von Speicherplatz

image_data=zeros(1,no_lines);

for i=1:no_lines
    i

% Positionieren für die Bilderstellung

x=(i-1-no_lines/2)*dx;
```

Abbildung 4-9: Simulations-Programmcode Teil 3

10. Aufrufen des Unterprogramms zum **Laden des konstruierten (Computer-)Phantoms** (Programmcode Anhang E). Als Input wird eine

Anzahl N für entsprechend viele Streukörper geliefert. Als Output erfolgt eine Übergabe der Amplituden und der Positionen dieser Streukörper an das übergeordnete Programm.

11. Die nächsten Programmschritte dienen zur Aufnahme des Linear-Array-Imaging-Bildes, zur Gewichtung (Apodization), Reservierung von Speicherplatz und zur Positionierung des „Zeigers“ für die Bildaufnahme.

```
% Festsetzen des Richtungsfokus'

xdc_center_focus (emit_aperture, [x 0 0]);
                % Siehe Anhang
xdc_focus (emit_aperture, 0, [x 0 z_focus]);
                % Siehe Anhang
xdc_center_focus (receive_aperture, [x 0 0]);
                % Siehe Anhang
xdc_focus (receive_aperture, 0, [x 0 z_focus]);
                % Siehe Anhang

% Berechne das empfangene Echo [received response]

[v, t1]=calc_scatt(emit_aperture, receive_aperture, phantom_positions, \
phantom_amplitudes);
                % Siehe Anhang

% Speichern des Resultats

image_data(1:max(size(v)),i)=v;
times(i) = t1;
```

Abbildung 4-10: Simulations-Programmcode Teil 4

12. Aufrufen der Unterprogramme zum **Festsetzen des Richtungsfokusses**.

Als Input werden beiden zunächst die Parameter der aussendenden Apertur und ein Vektor geliefert, die auf ihre Richtigkeit überprüft werden. Im 2. Schritt erfolgt diese Überprüfung durch beide Unterprogramme auch für die empfangende Apertur und die gleichen Vektoren.

13. Aufrufen des Unterprogramms zur Berechnung des empfangenen Echos.

Als Input dienen die aussendende Apertur, die empfangende Apertur, die Amplituden und die Positionen der Streukörper des Phantoms. Innerhalb des Unterprogramms werden die Parameter verrechnet und ausgegeben an das übergeordnete Programm werden der Spannungsverlauf und der erste Abtastwert geliefert.

```

end

% Freier Platz für Aperturen
xdc_free (emit_aperture)
xdc_free (receive_aperture)

% Abgleich der Zeit-Daten und Darstellung als Grau-Stufen-Bild
min_sample=min(times)*fs;

for i=1:no_lines
    rf_env=abs(hilbert([zeros(round(times(i)*fs-min_sample),1); image_data(:,i)])));
    env(1:size(rf_env),i)=rf_env;
end

% Logarithmische Komprimierung zu einer dynamischen 60 dB Bandbreite
env_dB=20*log10(env);
env_dB=env_dB-max(max(env_dB));
env_gray=127*(env_dB+60)/60;
depth=(0:size(env,1)-1)+min_sample)/fs*c/2;
x=(1:no_lines)-no_lines/2)*dx;
image(x*1000, depth*1000, env_gray)
colormap(gray(128))
title('Phantomimage')

```

Abbildung 4-11: Simulations-Programmcode Teil 5

14. Im nächsten Schritt erfolgt eine Speicherung des Bildes.

15. Über das Unterprogramm „xdc_free“ wird der durch eine Apertur belegte Speicherplatz freigegeben. Input sind die zwei kreierte Aperturen.

16. Die letzten Schritte machen einen Datenabgleich und erwirken die Darstellung des simulierten Ultraschallbildes.

Zur Auswertung und Speicherung der durch Simulation gewonnenen Ultraschallfelddaten kann man nun vorgehen, wie bereits in Kapitel 3.1.2.2 bei der Analyse der realen Ultraschallfelddaten.

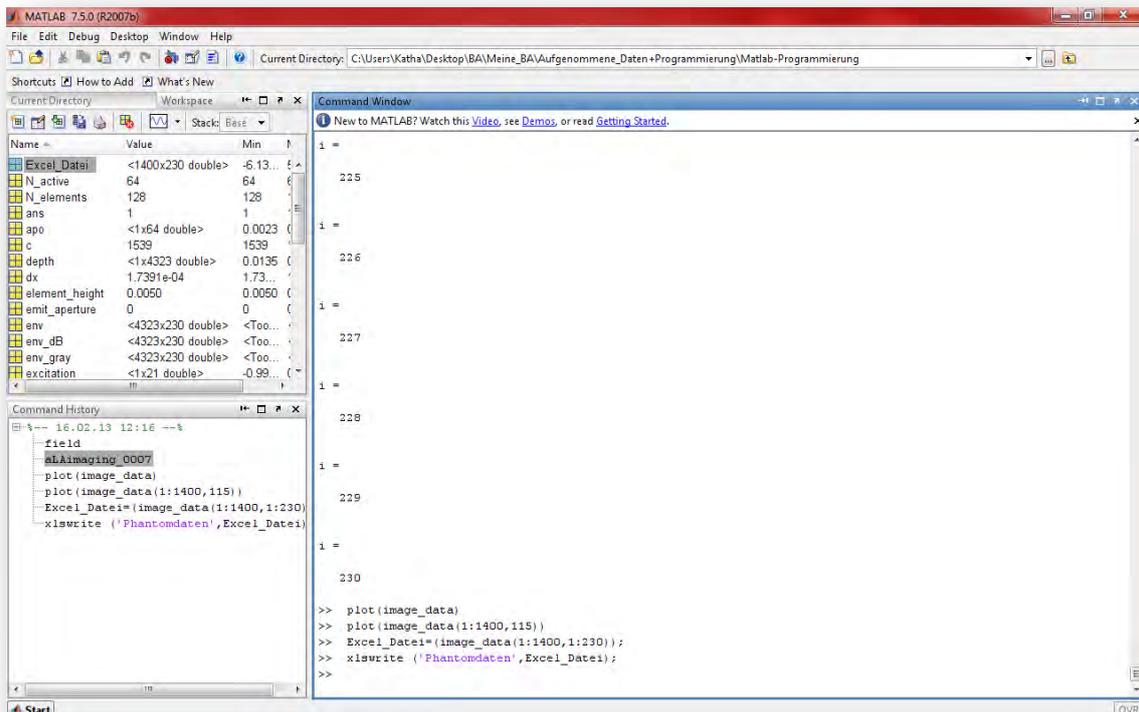


Abbildung 4-12: MATLAB Befehlsfenster Speicherung der simulierten Ultraschallfelddaten als Excel-Datei

Man betrachtet die einzelnen A-Linien/Impulsantworten und speichert diese einzeln bzw. auch alle Daten des Ultraschallfeldes als Excel-Datei ab (siehe Abbildung 4-12).

4.3 Ergebnisse der simulierten Ultraschallfelder

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse betrachtet, die die Simulation via MATLAB und FieldII geliefert haben.

In Abbildung 4-13 ist das Ultraschallbild der Simulation zu sehen.

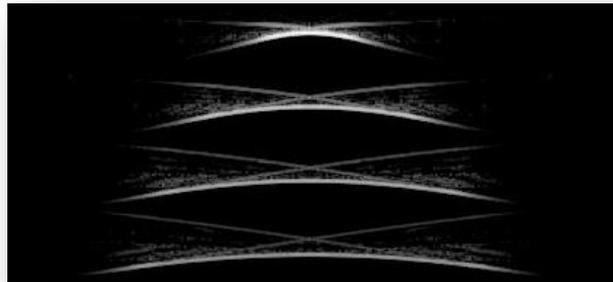


Abbildung 4-13: Ergebnis der Simulation des Ultraschallfeldes

Dieses wurde jedoch in weiteren Schritten analysiert und einzelne Daten weiterverwendet.

Wie bereits in Kapitel 3.1.3 konnten auch hier mittels MATLAB einige Eigenschaften des simulierten Ultraschallfeldes ermittelt werden (siehe Abbildung 4-14).

Name	Größe	Bytes	Class	Position signifikante A-Linie
Image_data	3323x230 2097x230 (Zentral)	6114320	double	115

Abbildung 4-14: Eigenschaften der Ultraschallfeldes

Die signifikante A-Linie war in diesem Ultraschallfeld etwas einfacher zu ermitteln, da das Ultraschallfeld symmetrisch zum Mittelpunkt aufgebaut ist und die signifikante Linie entsprechend genau im Mittelpunkt zu finden sein musste.

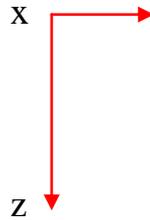


Abbildung 4-15: Zuordnung Achsenbeschriftung MATLAB

Zu sehen ist die Impulsantwort an der Stelle $x=115$ (Achsenrichtung: siehe Abbildung 4-15) in Abbildung 4-16. Zu sehen sind 4 Peaks. Der erste, besonders große Peak am Anfang zeigt den Ultraschallimpuls, der ausgesendet wird. Diesen sieht man generell als großen Peak direkt hinter dem Ultraschallwandler auf einem Ultraschallbild im A-Mode.

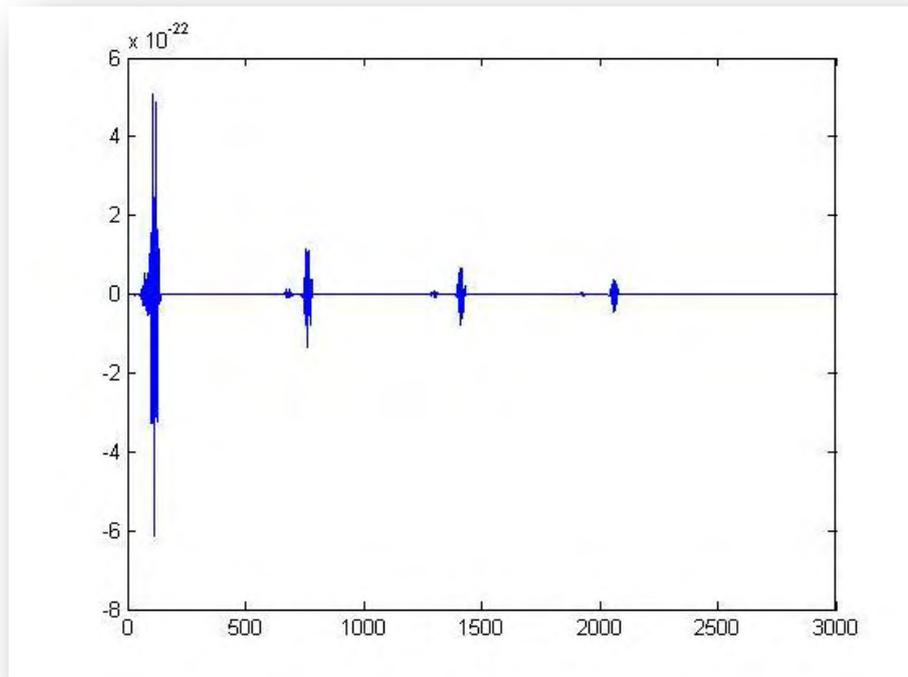


Abbildung 4-16: A-Linien der simulierten Phantomaufnahme

Die drei weiteren Peaks sind die Reflektoren, welche im Abstand von 1 cm angeordnet sind (vgl. Abbildung 4-14). Dieser Abstand zwischen den Reflektoren wurde zuvor im Programmcode auf dieses Maß festgelegt. In der A-Liniendarstellung bezieht sich die horizontale Achse nicht auf ein Maß in cm, sondern auf die gesamten Bildpunkte dieser A-Linie (hier: 2097 Bildpunkte).

	Gesamttiefe	Verhältnis	Fokus	1.Impuls+Fadenreflektoren			
Reales Bild	3,0 cm	1,0 cm	2,5 cm	<0,15 cm	<1,0 cm	<2,0 cm	<3,0 cm
MATLAB Bild (Bildpunkte)	2097	~650 BP	~1725	~100	~750	~1400	~2050

Abbildung 4-17: Korrelationen absolute und relative Tiefe A-Linie

In Abbildung 4-17 sind die Angaben in cm und in Bildpunkten miteinander verglichen worden. Durch den ersten Peak beim Aussenden des Impulses gibt es eine Verschiebung der folgenden Peaks um 100 Bildpunkte. Die weiteren Peaks der Echos sind alle circa 650 Bildpunkte auseinander, was dem Abstand von 1 cm entspricht.

5 Vergleich der Ergebnisse der realen und der simulierten Ultraschallfelder

Die Ergebnisse der verschiedenen Analysen wurden bereits in den Kapiteln 3.3 und 4.3 beschrieben.

In diesem Kapitel erfolgt ein Vergleich der erhaltenen Ergebnisse.

In den Abbildungen 5-1 und 5-2 sind zum einen die signifikanten A-Linien aus den Ultraschallfeldern Nr5+Nr6 (Abb. 5-1) und zum anderen die signifikante Impulsantwort aus dem simulierten Ultraschallfeld (Abb. 5-2) zusehen.. Beide weisen in Ihren Impulsantworten mehr als nur einen Peak für das Echo auf einen Reflektor auf.

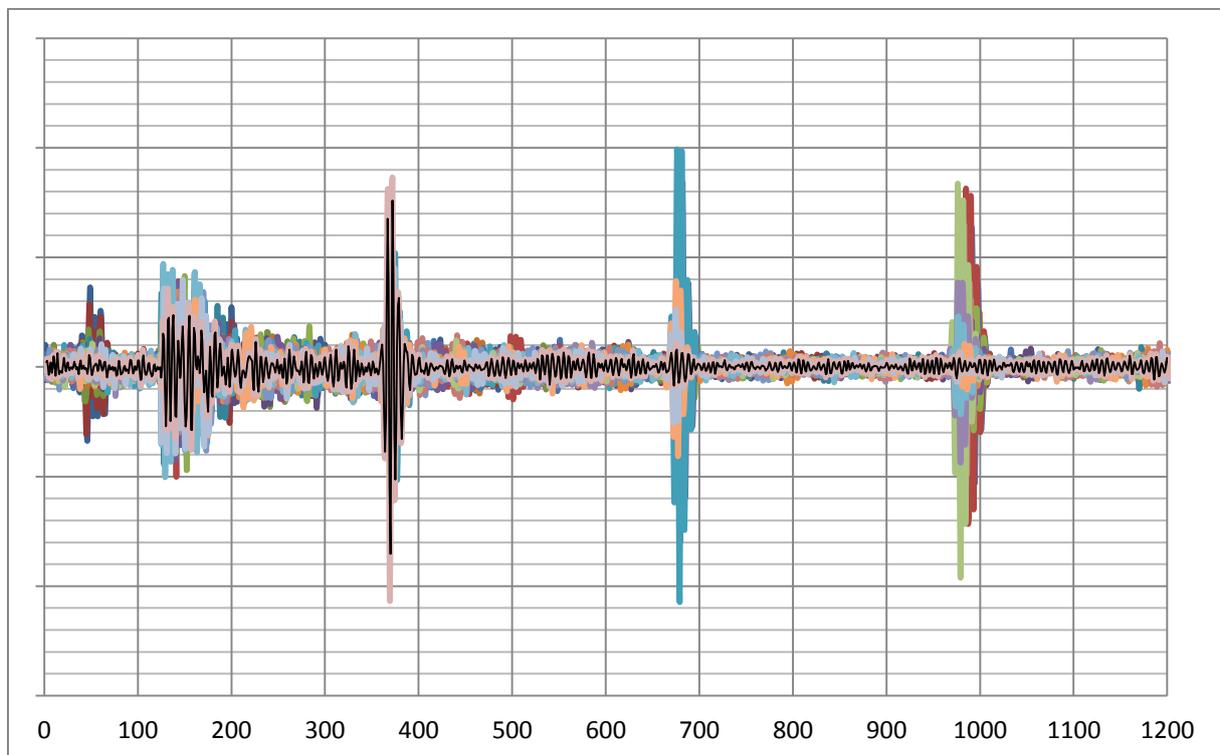


Abbildung 5-1: A-Linien der Ultraschallfelder Nr5+Nr6

Für eine Auswertung kann man nun beide z.B. auf die Abschwächung ihrer Amplitude hin untersuchen.

In Abbildung 5-1 ist zu sehen, dass der Impuls im Bereich des Fokus (dieser liegt bei 2,5 cm bzw. ca. 778, vgl. Abbildung 3-18) besonders deutlich („fokussiert“) zu erkennen ist. Bei dem Impuls dahinter ist eine leichte Abschwächung zu erkennen. Wenn man eine prozentuale Gewichtung anlegt, wäre der größte Peak im Bereich der Fokuszone (im Bereich um 680 Bildpunkte) bei 100% und der folgende Peak (im Bereich um 990 Bildpunkte), der schon hinter der Fokuszone liegt und in dessen Bereich die Intensität des auftreffenden Signals auch schon etwas mehr gedämpft ist, läge bei 85%.

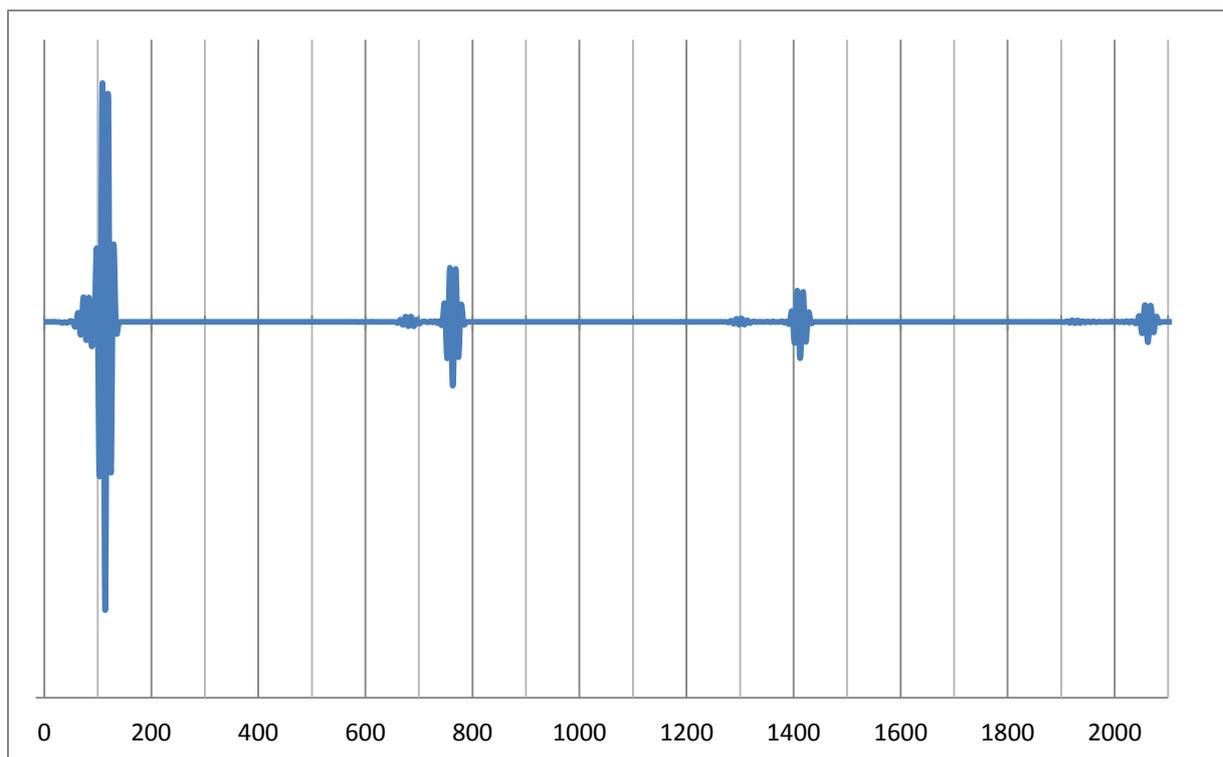


Abbildung 5-2: A-Linie des simulierten Ultraschallfeldes

Aus der Impulsantwort des simulierten Ultraschallfeldes (Abbildung 5-2) lässt sich ähnliches erkennen. Der besonders große erste Peak zeigt den Ultraschallimpuls, der ausgesendet wird. Betrachtet man die nachfolgenden

Echos (Peak zwei bis vier), dann ist bei ihnen eine deutliche Dämpfung der Intensität festzustellen.

In Abbildung 5-3 ist schon zu sehen, dass die vier Impulsantworten bezüglich des Echos eines bestimmten Reflektors bis zu 100 Bildpunkte auseinander liegen.

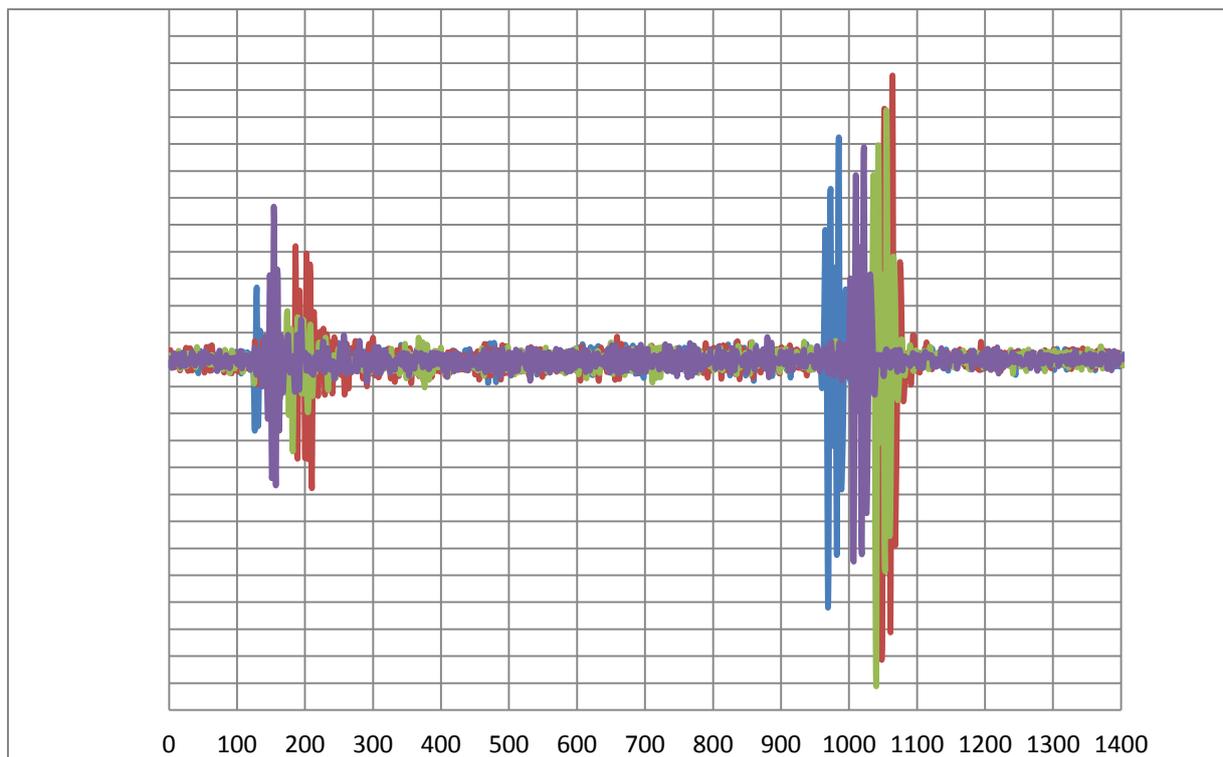


Abbildung 5-3: A-Linien der Ultraschallfelder Nr1-Nr4

Ursache dieser Varianz wurde bereits beschrieben und ist durch kleine Unregelmäßigkeiten in der Ankopplung des Ultraschallwandlers an die Oberfläche des Faden-Phantoms zu begründen.

Auffällig ist, dass die Anzahl der Bildpunkte für gleiche Abstände vom Transducer variiert. Die Impulsantworten aus Abbildung 5-3 zeigen für einen 2 cm weit entfernten Reflektor einen Peak um den Bildpunkt 1000 herum. Die Impulsantwort des simulierten Ultraschallfeldes (Abbildung 5-4) zeigt den Peak für einen 2 cm entfernten Reflektor um Bildpunkt 1400. Selbst wenn man

berücksichtigt, dass es bei beiden Impulsantworten einen Weg x gibt, der abgezogen werden muss (für den ausgesendeten Impuls bzw. Strecken zwischen Transducer und Phantom), so sind die zwei Werte dennoch recht unterschiedlich.

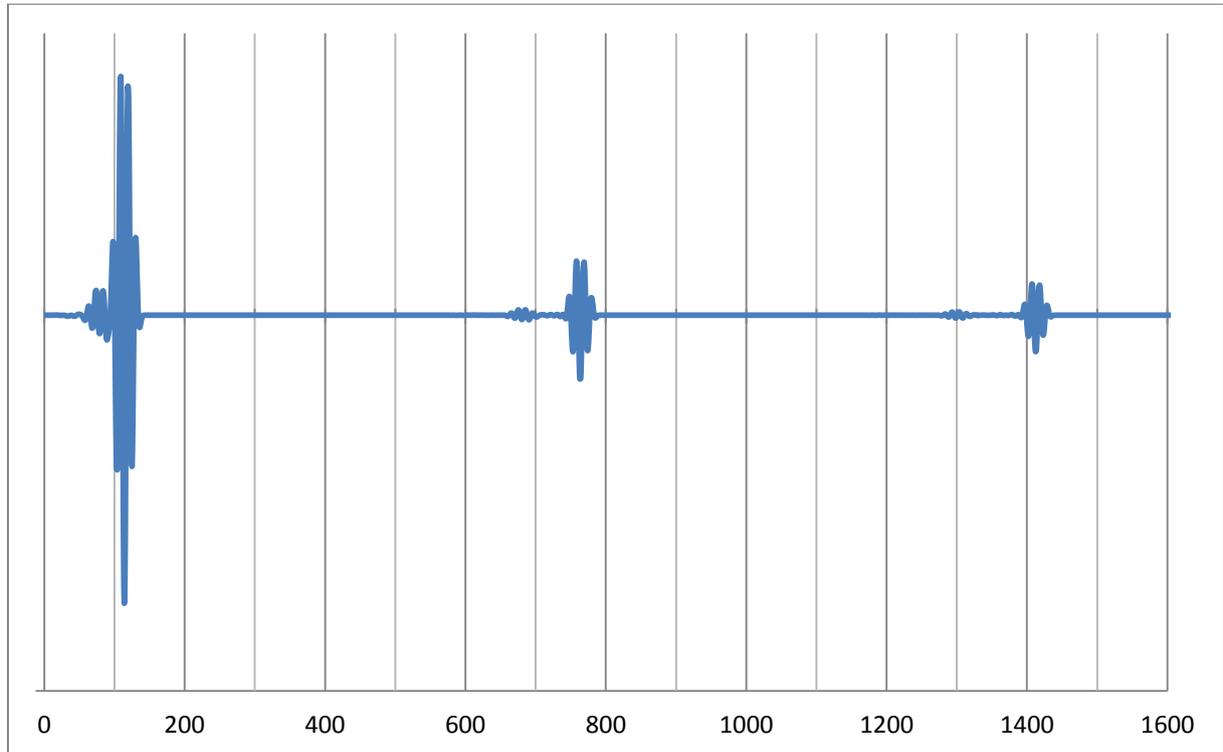


Abbildung 5-4: A-Linie des simulierten Ultraschallfeldes

Da beide Typen von Ultraschallfeldern eine unterschiedliche Auflösungen (vgl. Abbildung 3-13 und 4-14) gibt, ist es erklärbar, weshalb die Zahl der Bildpunkte variiert.

Ob und wie dies jedoch zu vermeiden ist, für eine Lösung dieser Fragestellung müsste der FieldII-Programmcode noch einmal angesehen und analysiert werden.

6 Schlussfolgerung, Zusammenfassung, Ausblick

Abschließend ist festzuhalten, dass die Simulation mit FieldII durchaus eine gute Möglichkeit bietet die Qualität eines Ultraschallgerätes zu beurteilen.

Eine wichtige Voraussetzung dafür scheint es jedoch zu sein besonders gute und reproduzierbare Ultraschallaufnahmen zu machen.

Über einen Vergleich der Abnahme der Echo-Intensitäten in den einzelnen A-Linien der Ultraschallfelder wäre es außerdem möglich auch die Dämpfungseigenschaften eines Materials zu bestimmen.

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

[1] <http://www.ls.haw-hamburg.de/~aao402>, abgerufen am: 06.01.2013 um 09:00 Uhr.

[2] <http://www.terason.com/products/t3000.asp>, abgerufen am 07.01.2013 um 17:00 Uhr.

[3] *Mödder U., Even K.*, Referenzreihe Radiologische Diagnostik. Moderne Bildgebung. New York: Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1998.

[4] *Stein U.*, Einstieg in das Programmieren mit MATLAB. München: Fachbuchverlag Leipzig im Karl Hanser Verlag, 2011; 3. Auflage.

[5] *Jensen J. A.*, Linear description of ultrasound imaging systems. Technical University of Lyngby/Denmark, 2001; Release 1.01.

[6] *Dössel U.*, Bildgebende Verfahren in der Medizin – Von der Technik zur medizinischen Anwendung. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2000.

[7] *Morneburg H.*, Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. Erlangen: Publicis MCD Verlag, 1995; 3. Auflage.

[8] *Ma S. C., Kong Y. K., Ahn Y. M., Park K. J.*, Development of an Ultrasound Training Phantom of the Thyroid Gland: Physical Characteristics of TMM. Department of Radiotechnology Shin Heun College / Korea, 2003.

[9] *Anderson J.J., Herd M.-T., King M. R., Haak A.*, Interlaboratory Comparison of Backscatter Coefficient Estimates for Tissue-Mimicking Phantoms. University of Wisconsin-Madison/USA, 2010.

[10] *Jensen J. A.*, Users' guide for FieldII program. Technical University of Lyngby/Denmark, 2011; Release 3.20.

[11] *Terason Teratech Corporation*, Terason t3000TM / EchoTM Ultrasound System User Guide. Burlington/USA, 2008. 16-3031-9.

[12] *Kuttruff H.*, Physik und Technik des Ultraschalls. Stuttgart: S. Hirzel Verlag, 1988.

Anhang

A. Beispiel für Ultraschallfeld-Daten

(ausgewählt aus den Daten der Ultraschallfelder Nr1-Nr4 innerhalb des gemeinsamen Tiefen-Bereichs von 800:1200, und individueller Position yyy)

x- bzw. t-Achse Pos. 800-1200	y-Achse Nr1 Pos. 70	y-Achse Nr2 Pos. 55	y-Achse Nr3 Pos. 102	y-Achse Nr4 Pos. 101
800	19	32	0	-5
801	-26	43	-40	3
802	-19	10	-39	1
803	-1	-25	-16	-31
804	25	-23	20	-34
805	25	-18	32	-11
806	9	-22	20	9
807	-7	-7	-12	32
808	-15	9	-35	49
809	-8	33	-17	12
810	18	49	34	-3
811	16	-7	44	-6
812	12	-71	4	-31
813	-3	-56	-30	-9
814	-13	6	-40	0
815	-15	53	-12	12
816	9	21	15	31
817	17	-31	28	16
818	4	-40	4	-8
819	-22	-10	-13	-24
820	-20	49	-14	-26
821	8	25	12	-12
822	56	-19	-10	11
823	42	-42	-21	17
824	-8	2	-25	5
825	-59	20	-7	-37

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

826	-28	-17	29	-48
827	20	-35	33	-14
828	42	-14	10	42
829	20	12	-17	40
830	-4	24	6	5
831	-36	-4	32	-25
832	-23	-40	22	-39
833	26	-54	-25	-2
834	64	-12	-53	32
835	42	38	-54	23
836	-3	68	12	13
837	-29	29	51	-6
838	-32	-39	37	-7
839	14	-74	-8	-7
840	47	-35	-30	-2
841	8	14	-21	2
842	-41	42	3	-3
843	-1	39	6	-22
844	30	2	-7	-4
845	37	-34	-8	11
846	45	-24	0	11
847	-1	0	23	17
848	-58	28	25	17
849	-38	28	7	-13
850	13	9	0	-50
851	24	-21	10	-37
852	16	-49	9	-5
853	-14	-21	-22	28
854	-24	17	-54	27
855	1	62	-45	12
856	59	50	12	-8
857	52	-1	65	2
858	23	-55	53	12

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

859	-55	-67	-1	-1
860	-78	-21	-18	-31
861	-10	23	-16	-36
862	48	39	0	1
863	53	27	3	45
864	23	3	-4	31
865	0	-3	-25	-3
866	-37	10	-1	-18
867	-25	18	23	-8
868	16	5	32	24
869	26	-33	13	25
870	-2	-49	-6	1
871	-21	-15	-5	-16
872	-22	17	1	-11
873	-5	19	11	30
874	14	5	5	39
875	8	-8	-11	5
876	7	-8	1	-31
877	-5	11	-8	-34
878	10	-3	-18	-7
879	22	-12	-10	52
880	-2	-5	0	82
881	-16	-5	24	0
882	-1	1	31	-65
883	8	14	1	-56
884	25	16	-17	10
885	14	-1	-39	44
886	-30	-10	-15	62
887	-61	-10	25	6
888	-34	-3	31	-40
889	20	1	12	-19
890	38	1	-18	5
891	31	-9	-31	-1

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

892	-1	-6	-20	-2
893	-31	22	11	3
894	-9	39	35	0
895	10	31	36	-1
896	3	-12	28	-3
897	4	-51	-26	-15
898	-12	-52	-46	-8
899	-7	-4	-27	18
900	-4	44	20	32
901	-10	45	35	18
902	-14	5	10	-4
903	5	-20	-18	-12
904	13	-5	-25	-14
905	-2	6	3	-18
906	-17	10	32	5
907	-17	-1	41	19
908	-37	-17	26	29
909	-10	-25	-36	11
910	42	-29	-44	-29
911	39	-19	-23	-41
912	9	25	12	9
913	-41	53	31	32
914	-67	32	5	32
915	-28	-5	-3	24
916	36	-15	9	-13
917	36	-15	11	-39
918	17	-20	2	-30
919	-1	-31	-8	-10
920	-20	-18	-18	10
921	-30	4	-18	-6
922	-14	14	14	7
923	-4	38	30	0
924	1	33	19	15

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

925	-18	-17	-13	3
926	-14	-32	-10	-6
927	12	-10	4	-16
928	27	29	1	-15
929	0	15	-8	-25
930	7	-13	-21	-25
931	31	-34	-27	12
932	0	-32	-4	26
933	-36	-2	43	27
934	-30	40	67	36
935	-33	40	19	-4
936	-7	8	-29	-28
937	58	-45	-17	-11
938	51	-60	28	-11
939	21	-24	30	-6
940	5	27	-4	-7
941	-2	27	-39	-7
942	-34	23	-35	4
943	-39	1	3	11
944	-24	-31	45	17
945	-13	-27	40	12
946	13	17	27	8
947	23	26	-12	-1
948	31	9	-38	-18
949	24	-11	-24	-28
950	6	-28	-1	-31
951	-13	-27	9	-23
952	-20	11	23	17
953	-17	35	12	50
954	-4	41	6	42
955	-19	13	-8	16
956	-6	-19	-12	-23
957	15	-19	-21	-44

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

958	1	5	-18	-16
959	-65	13	5	14
960	-106	16	14	29
961	-103	12	2	14
962	-37	2	4	-13
963	98	-2	14	-22
964	304	9	15	21
965	482	-4	-4	43
966	445	-22	-12	38
967	93	-7	-19	26
968	-470	24	-2	-12
969	-920	36	6	-51
970	-799	15	22	-51
971	-89	-10	12	-50
972	580	-33	-16	-2
973	630	-6	-1	62
974	133	44	16	66
975	-320	51	3	18
976	-159	11	-11	-43
977	318	-34	-28	-60
978	342	-36	-32	-22
979	143	-11	22	12
980	64	-7	70	21
981	-319	-1	46	-3
982	-725	10	1	-23
983	-231	20	-31	-42
984	643	30	-36	-14
985	825	17	-19	50
986	315	3	-6	62
987	-215	-6	-2	3
988	-441	-2	-17	-50
989	-482	-15	-15	-77
990	-401	-27	32	-41

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

991	-305	-31	51	16
992	-146	-7	46	56
993	40	-1	-10	51
994	208	33	-54	14
995	260	42	-48	-36
996	240	31	-6	-52
997	197	-6	3	-64
998	152	-14	-1	-40
999	59	-6	-5	-22
1000	-3	-4	14	53
1001	-53	-2	14	193
1002	-79	-10	5	302
1003	-82	-59	9	280
1004	-55	-49	11	76
1005	-25	9	-13	-343
1006	12	55	-11	-737
1007	40	57	-34	-748
1008	18	17	-42	-243
1009	-19	-11	-28	401
1010	-32	-26	19	685
1011	-9	-21	65	413
1012	-8	-8	72	-50
1013	4	-26	17	-191
1014	3	-30	-28	120
1015	3	-12	-37	418
1016	17	28	-36	343
1017	21	71	-31	-132
1018	28	56	21	-668
1019	24	19	29	-716
1020	10	-45	3	-75
1021	-13	-61	4	683
1022	-22	-18	11	789
1023	-42	15	-3	289

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

1024	-52	-11	11	-273
1025	-34	-39	24	-556
1026	-7	-6	-5	-570
1027	-13	46	-41	-435
1028	-41	71	-50	-214
1029	-51	64	-52	23
1030	-13	16	-17	218
1031	56	-36	-43	314
1032	104	-64	-91	288
1033	87	-75	-64	229
1034	50	-30	169	151
1035	11	10	504	60
1036	-2	24	685	-59
1037	10	-11	463	-128
1038	32	-64	-236	-130
1039	6	-93	-983	-76
1040	-29	-68	-1212	-18
1041	-53	0	-601	1
1042	-39	178	331	19
1043	-29	360	796	9
1044	9	537	614	8
1045	17	478	25	2
1046	-19	87	-308	-17
1047	-43	-566	-32	-12
1048	-32	-1110	317	18
1049	-20	-1040	275	5
1050	10	-221	205	-33
1051	-1	709	-64	-62
1052	-8	931	-662	-37
1053	42	309	-770	11
1054	59	-428	111	34
1055	32	-414	906	39
1056	3	241	739	29

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

1057	-26	619	146	4
1058	-19	440	-284	3
1059	3	89	-559	-4
1060	5	-542	-655	-21
1061	-25	-1013	-544	-30
1062	-25	-370	-298	-6
1063	1	803	-18	29
1064	10	1054	246	20
1065	17	437	383	-12
1066	21	-249	376	-20
1067	17	-649	325	3
1068	12	-691	229	36
1069	-4	-536	59	23
1070	-9	-342	-85	-21
1071	-12	-127	-145	-45
1072	-1	86	-151	-36
1073	3	260	-117	-6
1074	14	340	-66	37
1075	11	362	-29	35
1076	12	329	19	15
1077	-6	221	75	-1
1078	-16	39	74	-32
1079	-20	-111	21	-40
1080	-7	-156	-27	-6
1081	-6	-135	-51	11
1082	4	-72	-60	13
1083	6	-3	-35	-2
1084	5	23	-14	-12
1085	6	5	-22	-6
1086	13	2	21	6
1087	-2	11	21	-13
1088	-15	18	15	-3
1089	-7	5	41	-20

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

1090	-2	-39	54	-24
1091	21	-94	34	-4
1092	28	-56	18	9
1093	18	26	0	10
1094	4	90	-37	25
1095	-1	90	-43	15
1096	-20	78	-22	6
1097	-17	13	5	-14
1098	1	-37	34	-7
1099	14	-43	34	-11
1100	8	-36	27	18
1101	-4	-6	10	12
1102	9	7	5	-29
1103	26	-32	0	-15
1104	17	-49	-15	3
1105	-2	-32	-10	5
1106	4	-27	-3	14
1107	-21	-16	-18	-12
1108	-12	5	-6	-31
1109	-7	10	26	-30
1110	6	8	32	-2
1111	-11	40	4	21
1112	-25	38	17	30
1113	-5	46	32	16
1114	6	64	16	9
1115	18	43	-5	7
1116	14	36	-24	17
1117	-1	30	-35	20
1118	-27	13	1	17
1119	-30	-17	48	7
1120	-27	-13	39	15
1121	17	-22	-4	17
1122	42	-37	-8	10

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

1123	32	-16	-5	-22
1124	13	8	2	-28
1125	-3	-4	-17	-9
1126	-6	-20	-16	4
1127	1	-21	-1	-11
1128	9	-10	13	-27
1129	-3	-12	24	-11
1130	-3	8	22	2
1131	-23	15	9	-15
1132	-19	16	-1	-18
1133	3	28	-19	-4
1134	16	20	6	6
1135	16	-3	11	28
1136	12	-14	31	43
1137	-5	-23	6	14
1138	-30	-8	14	-5
1139	-32	3	20	-18
1140	-13	2	30	-33
1141	-17	-1	15	-4
1142	26	7	15	27
1143	38	26	-15	30
1144	15	15	-22	15
1145	-36	15	1	-14
1146	-41	23	-1	-29
1147	-6	20	-12	-26
1148	18	21	17	-11
1149	-2	13	14	16
1150	-1	3	3	11
1151	-9	-14	7	0
1152	-22	-16	20	3
1153	10	10	13	-3
1154	6	28	-10	8
1155	6	29	-31	22

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

1156	34	28	-10	30
1157	13	3	-1	0
1158	-11	-14	-2	-17
1159	-16	-21	-4	-34
1160	3	-11	20	-21
1161	-8	-3	18	12
1162	-4	26	13	28
1163	7	37	-1	21
1164	5	-3	-12	20
1165	2	-5	-9	-4
1166	16	12	13	-2
1167	-9	2	29	-8
1168	-17	7	34	2
1169	-5	10	23	3
1170	-6	0	-1	4
1171	-19	-27	-11	10
1172	-27	-9	-14	0
1173	-14	-8	6	-3
1174	-4	2	8	15
1175	9	24	-3	-1
1176	16	23	-24	10
1177	-4	4	-37	16
1178	15	9	-13	7
1179	34	18	8	3
1180	1	8	16	-18
1181	-23	6	6	-37
1182	-17	29	12	-1
1183	-14	23	1	34
1184	6	20	-8	13
1185	21	-19	8	-9
1186	21	-31	23	-5
1187	4	-9	5	7
1188	7	-5	12	7

Quellenverzeichnis/Literaturverzeichnis

1189	0	-28	27	-6
1190	2	-29	13	-7
1191	-5	-39	6	-10
1192	-17	-21	20	-21
1193	-39	30	1	-21
1194	-22	66	-19	15
1195	2	51	-18	21
1196	39	-12	-11	16
1197	28	-36	-30	26
1198	14	-10	-18	17
1199	-2	-13	4	-6

B. Datenblatt 7L3V Transducer [11, S. 33]

You can use the needle guides in the following modes:

- [2D Mode](#), see page 26
- [Color Doppler](#), see page 28
- [Directional Power Doppler](#), see page 29
- [M-Mode \(Motion Mode\)](#), see page 26

See [Performing Medical Procedures](#) on page 133 for information on using the Terason Ultrasound System to perform biopsies.

Terason Transducers

The Terason Ultrasound System consists of the transducer, electronics envelope, and the Terason software. All of the Terason transducers can be used with all scan modes.

The following table describes the supported transducers. Also see [Terason System Specifications](#) on page 286, [Terason System Specifications](#), and [Indications For Use](#) on page 254, [Indications For Use](#).

Terason Transducer Specifications

Transducer	Elements	Array Type	Applications	
PDOF (Echo only)	1	Single element	Cardiac	
4V2S (t3000 only)	64	Phased	Adult abdominal OB/GYN Cardiac	Abdominal vascular Fetal heart Renal
4V2A (Echo only)	64	Phased	Adult abdominal OB/GYN Cardiac	Abdominal vascular Fetal heart Renal
5C2A	128	Curved Linear	Adult abdominal OB/GYN Fetal heart	Abdominal vascular Renal
7L3V	128	Linear	Dialysis access Small parts Musculoskeletal Peripheral vascular	Cerebrovascular Medium depth arterial and venous studies Breast
8BP4 (t3000 only)	128 X 128	Biplanar: Curvilinear and linear	Prostate (cryoablation and brachytherapy therapeutic procedures)	
8EC4 (Echo only)	128	Tightly curved	Endovaginal Infertility Early OB	General GYN Prostate
8EC4A (t3000 only)	128	Tightly curved	Endovaginal Infertility Early OB	General GYN Prostate
8MC3 (t3000 only)	128	Microconvex	Fetal Pediatric Small Organ Peripheral vascular	Neonatal Cephalic Adult Cephalic Cardiac

C. Datenblatt 7L3V Transducer [11, S. 339]

Acoustic Output Reporting Table for Track 3 for the 7L3V Transducer (Fonason i3000 Ultrasound System in 2D Mode)

Index Label			MI	TIS			TIB-Non-scan	TIC
				Scan	Non-scan			
					$A_{app} < 1\text{cm}^2$	$A_{app} > 1\text{cm}^2$		
Maximum Index Value			0.45	0.43	-	-	0.56	
Associated Acoustic Parameter	USFDA Track 3	IEC						
	$P_{1,3}$	P_{1a}	(MPa)	0.77				
	$W_{1,3}$	P	(mW)		18.66	-	-	
	min of $(W_{1,3}(z))$ $(P_{1,3}(z))$	Min of $(P_{1a}(z))$ $(P_{1a}(z))$	(mW)				-	
	r_1	r_a	(cm)				-	
	r_{ap}	r_{ap}	(cm)				-	
	r_{ap}	r_a	(cm)	2.75			-	
	$d_{eq}(r_{ap})$	$d_{eq}(r_a)$	(cm)				-	
	f_c	f_{app}	(MHz)	3.20	4.87	-	-	
	Dim of A_{app}	Dim of A_{app}	X (cm)		0.69	-	-	
		Y (cm)		0.70	-	-		
Other Information	PD	t_d	(μsec)	0.64				
	PRF	prf	(Hz)	24				
	$p_{1,3}(P)_{max}$	P_1 at max. t_d	(MPa)	1.05				
	$d_{eq}(P)_{max}$	d_{eq} at max. t_d	(cm)				-	
	Focal Length	FL	(cm)		3.5	-	-	
$(P_{1,3})_{(M)_{max}}$	$(P_{1a})_{max}$ at max. MI	(W/cm ²)	25.02					
Operating Control Conditions	Control 1		X					
	Control 2			X				
	Control 3						X	
	Control 4							

Note: 1. Information need not be provided for any formulation of TIS not yielding the maximum value of TIS for that mode.
 2. Information need not be provided regarding TIC for any transducer assembly not intended for transcranial or neonatal cephalic use.
 3. Information on MI and TI need not be provided if the equipment meets both exemption clauses given in 51.2 aa) and 51.2 dd).

D. Programmcode Linear-Array-Imaging

```

% Programm: Linear array imaging

% Generiere die Transducer-Aperturen/Geräteparameter zum Senden und Empfangen

f0=4.87e6;           % Transducer-Mittenfrequenz [Hz]
fs=50e6;            % Abtastfrequenz [Hz]
c=1539;             % Schallgeschwindigkeit [m/s]
lambda=c/f0;        % Wellenlänge [m]
width=lambda;       % Elementbreite [m]
element_height=5/1000; % Elementhöhe [m]
kerf=width/20;      % Kerf [m]
focus=[0 0 25]/1000; % Fixed focal point [m]
N_elements=128;     % Anzahl der Elemente
N_active=64;        % Anzahl der aktiven Elemente
freq_att=0.086/1000; % Dämpfung [dB/m/Hz]

% Festsetzen der Abtastfrequenz

set_sampling(fs);

% Generieren der Apertur/Antennenwirkfläche zum Aussenden

emit_aperture = xdc_linear_array (N_elements, width, element_height, kerf, 1, 1, \
focus);

% Festsetzen der Impulsantwort und Anregung der aussendenden
% Apertur/Antennenwirkfläche

impulse_response=sin(2*pi*f0*(0:1/fs:2/f0));

xdc_impulse (emit_aperture, impulse_response);
impulse_response=impulse_response.*hanning(max(size(impulse_response)))';
excitation=sin(2*pi*f0*(0:1/fs:2/f0));
xdc_excitation (emit_aperture, excitation);

% Generieren der Apertur/Antennenwirkfläche zum Empfangen

receive_aperture = xdc_linear_array (N_elements, width, element_height, kerf, 1, 1, \
focus);

% Festsetzen der Impulsantwort für die empfangende Apertur/Antennenwirkfläche

xdc_impulse (receive_aperture, impulse_response);

% Laden des Computerphantoms

[phantom_positions, phantom_amplitudes] = aPhantom_final(4);

% Aufnahme des Linear-Array-Imaging-Bildes

no_lines=230;           % Anzahl der A-Linien im Bild
image_width=40/1000     % Breite des Bildes
dx=image_width/no_lines; % Schrittgröße im Bild
z_focus=25/1000;        % Fokus in der z-Achse

```

```

% Festsetzen der Apodization
apo=hanning(N_active)';

% Reservieren von Speicherplatz
image_data=zeros(1,no_lines);

for i=1:no_lines
    i

% Positionieren für die Bilderstellung

x=(i-1-no_lines/2)*dx;

% Festsetzen des Richtungsfokus'

xdc_center_focus (emit_aperture, [x 0 0]);
xdc_focus (emit_aperture, 0, [x 0 z_focus]);
xdc_center_focus (receive_aperture, [x 0 0]);
xdc_focus (receive_aperture, 0, [x 0 z_focus]);

% Berechne das empfangenes Echo (received response)

[v, t1]=calc_scat(emit_aperture, receive_aperture, phantom_positions,
phantom_amplitudes);

% Speichern des Resultats

image_data(1:max(size(v)),i)=v;
times(i) = t1;
end

% Freier Platz für Aperturen

xdc_free (emit_aperture)
xdc_free (receive_aperture)

% Abgleich der Zeit-Daten und Darstellung als Grau-Stufen-Bild

min_sample=min(times)*fs;

for i=1:no_lines
    rf_env=abs(hilbert([zeros(round(times(i)*fs-min_sample),1); image_data(:,i)])));
    env(1:size(rf_env),i)=rf_env;
end

% Logarithmische Komprimierung zu einer dynamischen 60 dB Bandbreite

env_dB=20*log10(env);
env_dB=env_dB-max(max(env_dB));
env_gray=127*(env_dB+60)/60;
depth=((0:size(env,1)-1)+min_sample)/fs*c/2;
x=((1:no_lines)-no_lines/2)*dx;
image(x*1000, depth*1000, env_gray)

```

```
colormap(gray(128))  
title('Phantomimage')
```

E. Programmcode Phantom

```
% Aufrufen: [positions, amp] = aPhantom_final ;
% Input:      N          - Anzahl der Streukörper
%            Die Eingabe der Variablen N erfolgt im
%            übergeordneten Programm als Input
% Output:     positions  - Positionen der Streukörper
%            amp        - Amplitude der Streukörper

function [positions, amp] = aPhantom_final(N)

x_size=150/1000;
y_size=50/100;
z_size=150/1000;
dz=10/1000;          % Abstand zwischen zwei Streukörpern [m]
z_start=10/1000;    % Beginn der Phantomoberfläche [m]
zc=10/1000+z_start; % Position des ersten Streukörpers

% Create the point scatterers positions

positions = [zeros(1,N); zeros(1,N); (1:N)*dz+zc]';

amp=ones(N,1);

end
```

F. Programmcode Aufruf Field [10]

```
% Start up the Field II simulation system
%
% Version 1.1, August 13, 2007, J&J

% Replace the second path with the name of the directory
% for your Field II m-files and executable

path(path, 'C:\
/Users/Katha/Desktop/BA/Maine_BA/Aufgabenere_Daten/Programmierung/Matlab-
Programmierung')

field_init
```

G. Programmcode Initialisierung Field [10]

```
function res = field_init (suppress)

% Call the C-part of the program to initialize it

if ( nargin==1)
    Mat_field (5001,suppress);
else
    Mat_field (5001,1);
end
clc;
```

H. Programmcode Festsetzen der Abtastfrequenz [10]

```
% Set the sampling frequency the system uses.
%
% Remember that the pulses used in all apertures must
% be reset for the new sampling frequency to take effect.
%
% Calling:  set_sampling (fs);
%
% Parameters:  fs - The new sampling frequency.
%
% Return:  nothing.
%
% Version 1.0, December 7, 1995 by Joergen Arendt Jensen

function res = set_sampling(fs)

% Call the C-part of the program to initialize it

    Mat_field (5020,fs);
```

I. Programmcode für Generieren der Apertur für Senden/Empfangen [10]

```

% Procedure for creating a linear array transducer
%
% Calling: Th = kdc_linear_array (no_elements, width, height, kerf, no_sub_x, no_sub_y, focus);
%
% Parameters: no_elements - Number of physical elements.
%             width       - Width in x-direction of elements.
%             height      - Width in y-direction of elements.
%             kerf        - Width in x-direction between elements.
%             no_sub_x    - Number of sub-divisions in x-direction of elements.
%             no_sub_y    - Number of sub-divisions in y-direction of elements.
%             focus[]    - Fixed focus for array (x, y, z). Vector with three elements.
%
% Return:     A handle Th as a pointer to this transducer aperture.
%
% Version 1.0, November 20, 1995 by Joergen Arendt Jensen

function Th = kdc_linear_array (no_elements, width, height, kerf, no_sub_x, no_sub_y, focus)

% Check that all parameters are valid

if (no_elements<1)
    error ('Field error: Illegal number of physical transducer elements')
end

if (width<=0) | (height<=0)
    error ('Field error: Width or height is negativ or zero')
end

if (kerf<0)
    error ('Field error: Kerf is negativ')
end

if (no_sub_x<1) | (no_sub_y<1)
    error ('Field error: Number of mathematical elements must 1 or more')
end

if (min(size(focus))~=1) | (max(size(focus))~=3)
    error ('Field error: Focus must be a vector with three elements')
end

% Call the C-part of the program to create aperture

Th = Mat_field (1001,no_elements, width, height, kerf, no_sub_x, no_sub_y, focus);

```

J. Programmcode Festsetzen der Impulsantwort [10]

```
% Procedure for setting the impulse response of an aperture
%
% Calling: xdc_impulse (Th,pulse);
%
% Parameters: Th - Pointer to the transducer aperture.
%             pulse - Impulse response of aperture as row vector
%
% Return:     None
%
% Version 1.01, May 20, 1997 by Joergen Arendt Jensen

function res = xdc_impulse (Th, pulse)

% Test that pulse is of right dimension

[n,m]=size(pulse);
if (n ~= 1)
    error ('Pulse must be a row vector');
end

% Call the C-part of the program to show aperture

Mat_field (1050,Th,pulse);
```

K. Programmcode Festsetzen der Anregung [10]

```
% Procedure for setting the excitation pulse of an aperture
%
% Calling: xdc_excitation (Th,pulse);
%
% Parameters: Th - Pointer to the transducer aperture.
%             pulse - Excitation pulse of aperture as row vector
%
% Return: None
%
% Version 1.0, November 27, 1995 by Joergen Arendt Jensen

function res = xdc_excitation (Th, pulse)

% Test that pulse is of right dimension

[n,m]=size(pulse);
if (n ~= 1)
    error ('Pulse must be a row vector');
end

% Call the C-part of the program to show aperture

Mat_field (1051,Th,pulse);
```

L. Programmcode Festsetzen Fokuszentrum [10]

```
% Procedure for setting the center point for the focusing.
% This point is used as a reference for calculating the
% focusing delay times and as a starting point for dynamic
% focusing.
%
% Calling: xdc_center_focus (Th, point);
%
% Parameters: Th      - Pointer to the transducer aperture.
%             point  - Focus center point.
%
% Return:      none.
%
% Version 1.0, May 20, 1997 by Joergen Arendt Jensen

function res = xdc_center_focus (Th,point)

% Check the point array

[m2,n]=size(point);
if (n ~= 3)
    error ('Point array must have three columns');
end

% Check both arrays

if (m2 ~= 1)
    error ('There must only be one row for the center point');
end

% Call the C-part of the program to insert focus

Mat_field (1063,Th,point);
```

M. Programmcode Festsetzen Fokus [10]

```
% Procedure for creating a focus time line for an aperture
%
% Calling:  xdc_focus (Th, times, points);
%
% Parameters:  Th      - Pointer to the transducer aperture.
%              times   - Time after which the associated focus is valid.
%              points  - Focus points. Vector with three columns (x,y,z)
%                      and one row for each field point.
%
% Return:     none.
%
% Version 1.0, November 28, 1995 by Joergen Arendt Jensen

function res = xdc_focus (Th,times,points)

% Check the times vector

[m1,n]=size(times);
if (n ~= 1)
    error ('Times vectors must have one columns');
end

% Check the point array

[m2,n]=size(points);
if (n ~= 3)
    error ('Points array must have three columns');
end

% Check both arrays

if (m1 ~= m2)
    error ('There must be the same number of rows for times and focal points');
end

% Call the C-part of the program to insert focus

Mat_field (1060,Th,times,points);
```

N. Programmcode Berechnung des empfangenen Echos [10]

```

% Procedure for calculating the received signal from a collection of scatterers.
%
% Calling: [scat, start_time] = calc_scat(Th1, Th2, points, amplitudes);
%
% Parameters: Th1      - Pointer to the transmit aperture.
%             Th2      - Pointer to the receive aperture.
%             points   - Scatterers. Vector with three columns (x,y,z)
%                       and one row for each scatterer.
%             amplitudes - Scattering amplitudes. Row vector with one
%                       entry for each scatterer.
%
% Return:     scat      - Received voltage trace.
%             start_time - The time for the first sample in scat.
%
% Version 1.0, November 28, 1995 by Joergen Arendt Jensen

function [scat, start_time] = calc_scat (Th1, Th2, points, amplitudes)

% Check the point array

[m1,n]=size(points);
if (n ~= 3)
    error ('Points array must have three columns');
end
[m2,n]=size(amplitudes);
if (m1 ~= m2)
    error ('There must be the same number of rows for points and amplitudes arrays');
end

% Call the C-part of the program to show aperture

[scat, start_time] = Mat_field (4005,Th1,Th2,points, amplitudes);

```

O. Programmcode Freier Platz der Aperturen [10]

```
% Procedure for freeing the storage occupied by an aperture
%
% Calling: xdc_free(Th);
%
% Parameters: Th - Pointer to the transducer aperture.
%
% Return: None
%
% Version 1.0, November 28, 1995 by Joergen Arendt Jensen

function res = xdc_free (Th)

% Call the C-part of the program to show aperture

Mat_field (1040,Th);
```

