Evaluierung eines Signalentstehungsmodells für Sonogramme mit einem diskreten Simulator

Diplomarbeit

Martin Pätzug
Matr. 1312218
Technische Universität Dresden
Fakultät Informatik
FG Wissensverarbeitung

Dresden, 29. März 1996

Hiermit erkläre ich, daß ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt, keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet und Zitate kenntlich gemacht habe.

Martin Pätzug
Dresden, den 29. März 1996

Die vorliegende Fassung meiner Diplomarbeit ist nach Hinweisen und Auflagen, die in der Verteidigung am 26. März 1996 diskutiert worden sind, redaktionell überarbeitet worden. Ich möchte mich bei Prof. Hölldobler für seine umfassende Kritik bedanken. Diese Fassung berührt nicht die Gültigkeit meiner Diplomarbeit vom 7. März 1996.

Natur wiederholt ewig in weiterer Ausdehnung den selben Gedanken.
Darum ist der Tropfen ein Bild des Meeres.

Friedrich Hebbel

Wer will was Lebendigs erkennen und beschreiben,
Sucht erst den Geist herauszutreiben,
Dann hat er die Teile in der Hand,
Fehlt, leider!, nur das geistige Band.

Johann Wolfgang von Goethe

Vorwort

Die praktischen Erfahrungen für meine Diplomarbeit stammen aus den Tätigkeiten bei Herrn Prof. Schulz, Charité Berlin, Herrn Scherz, Siemens AG – Medizintechnik, und Frau Dr. Öxle, Landesarchäologie Sachsen. Ihnen und ihren Mitarbeitern bin ich zu großem Dank verpflichtet.
Dem Thema der Ultraschalltechnik bin ich durch Herrn Dr. Pätzug, Bavaria Klinik Kreischa, nahegekommen. Ermutigung und große Unterstützung fand ich bei Prof. Cobet und Dr. Jenderka, Universität Halle.
Ein fachliches und persönliches Zuhause fand ich bei Prof. Hölldobler und Dr. Koch, TU Dresden, ohne die diese Arbeit so nicht entstanden wäre und die mit Rat, Tat und gelegentlichen Ermahnungen hinter mir standen.
Einen von mir sehr verehrten Förderer fand ich in Herrn Kurt Widensohler, der mir mit stetiger Anteilnahme steinige Wege ebnete.
Die gestalterische Überarbeitung der Arbeit stammt von Jürgen Vetter.
Wo hört der Dank auf, den ich an dieser Stelle meinen Eltern schulde? Oh Mann! Vier Kinder – Ihr habt wirklich Mut!
Die liebe Irena verlieh mir den nötigen morgentlichen Schwung, um mich auch durch die Ebene mühen zu können.

Inhalt

1 Einleitung

Die mit den modernen Verfahren der Sonografie gewonnenen Bilder sind ohne Zweifel lediglich Bilder einer Realität, die nicht direkt zugänglich ist. Diese Realität – der Gewebeschnitt, den ein Sonogramm (ein Ultraschallbild) repräsentiert – kann kaum direkt dargestellt werden: Entweder ist es für den Patienten unzumutbar (z. B. bei Schwangerschaftsuntersuchungen) oder technisch schwer möglich (z. B. bei einem Wasserbad). Die Schallechos, die zur Konstruktion des Sonogramms benutzt werden, werden durch den Gewebeaufbau beeinflußt und sind so eine Abbildung der Struktur. Nur darf man diese Abbildung nicht mit der Geometrie der Struktur selbst verwechseln, obwohl eine gewisse Ähnlichkeit vorhanden ist.
Der Prozeß der Abbildung ist für ein vereinzeltes Objekt ausführlich beschrieben. Er zeigt sich als eine komplizierte, iterative Faltung ebenfalls komplizierter Funktionen (vgl. Missun (1987)), die sich nicht als Spielwiese für Informatiker anbieten, da aus diesem Blickwinkel die analytische Struktur der physikalischen Prozesse im Vordergrund und die Struktur der verarbeiteten Information eher im Hindergrund steht. Was kann nun das Augenmerk der Informatik, insbesondere der KI auf dieses Problem lenken?

Der Neid!

Nicht der Neid auf die Mathematiker und Physiker, die zu beneiden nicht wenig naseweis wäre, sondern der Neid auf die kognitive Fähigkeit des Menschen, diese Bilder ohne umfangreiches Wissen um physikalische Zusammenhänge und ihre mathematischen Modelle interpretieren zu können, wie sie beispielsweise von Zinskin (1980), Krautkrämer (1983) und Sutilov (1984) dargestellt werden. An dieser Stelle kann ich in den Kanon eines ganzen Forschungsgebietes einstimmen, das versucht, solche Interpretationen maschinell zu unterstützen (vgl. Sohn und Grotpass (1991)). Dabei geht es keineswegs darum, den Arzt zu ersetzen, sondern ihm einen Ratgeber zur Seite zu stellen, dessen Entscheidungen beweisbar und normierbar sind und der dadurch die Befundung unterstützt.
Leider ist die empirische Befragung der Interpreten nach dem WIE wenig fruchtbar. Kaum einer, der präzise angeben kann, welche Bildteile er wie interpretiert, welche Symbolik er warum zuordnet. Aber das ist zumindest allen gemeinsam: Es werden Symbole definiert und wiedererkannt. Symbole für Lebergewebe, Blutgefäße, Fettgewebe, Knochenoberflächen, speckles [1] etc. (siehe Abbildung 2.5). Einige dieser Symbole stehen für Bildartefakte, die teils als Störung empfunden und ignoriert oder als Befund interpretiert werden (vgl. Fiegler, Feßler, Zwicker, Huben und Fe-

[1] Speckles sind für den Betrachter zufällig verteilte helle Flecken in Sonogrammen, die durch Interferenzen zwischen Streuwellen entstehen. Sie treten sehr häufig bei der Bauch- und Leber-Sonografie auf und sind auch in diesem Zusammenhang schon zeitig untersucht worden.

lix (1986)). Die Bewertung der Symbole kann sich auch ändern, wie das Beispiel der speckles zeigt. Gatenby, Hodditnott und Leeman (1989) beschäftigen sich mit diesem Problem (vgl. auch die Arbeiten von Jan, Gabrhel, Evans und Nixon und Volk, Zuna, Schlaps, Räth, Lorentz, van Kaick und Lorenz (1985)).
Weitere Störungen (Artefakte) sind Mehrfachechos oder Pendelechos, Beugungsartefakte und Schallauslöschung.
Das Erlernen von Regeln, nach denen diese Unterteilung geschieht, dauert oft länger als ein halbes Jahr und macht einen großen Teil der Einarbeitungszeit in die spezifische Untersuchung aus. Deshalb ist es wünschenswert, Bilder zu generieren, die die genannten Störungen nicht mehr zeigen oder zumindest als Störung kennzeichnen.
Es gibt eine Fülle von Arbeiten, die sich diesem Problem mit Methoden der Bild- und Musterverarbeitung nähern, wie von Burt, Hong und Rosenfeld (1981), Tsai, Sun, Chung und Lee (1993) und Jan, Gabrhel. Es sind dem aber deutliche Grenzen gesetzt (siehe Hermet, Gvoliclmi, Dumee (1987)), die vor allem in der Entstehung des Sonogramms als Anordnung von unabhängig gewonnen Meßreihen begründet sind. Ein Sonogramm ist eben keine räumliche Anordnung von Merkmalen, die an diesem Punkt des abgebildeten Raumes gemessen worden sind, wie zum Beispiel in einer Fotografie, sondern eine Kombination der Merkmale mehrerer Orte im Gewebe, die jeweils das Schallsignal beeinflussen. Diese Eigenschaft von Sonogrammen muß für eine adäquate Auswertung berücksichtigt werden, wenn man sich nicht auf rein „kosmetische“ Verbesserungen und phänomenologische Auswertungen beschränken will.
Ein Schritt in diese Richtung ist die Definition eines Modells, das die Bildentstehung ausreichend genau beschreibt. An Hand dieses Modells können Untersuchungen zur Machbarkeit und zum Informationsfluß angestellt werden. Erste Ideen zu solch einem Modell hatte ich bereits in Pätzug (1995) aufgeschrieben.
Mit solch einem Modell bewaffnet habe ich die Hoffnung, Sonogramme durch Rückwärtsschluß in eine dem ursprünglichen Gewebeschnitt ähnlichere Form zu überführen und Artefakte zu reduzieren.
Es gibt – wie oben erwähnt – schon Modelle (Systeme von Faltungsintegralen bei Missun (1987)), die die Ausbreitung der Schallimpulse und die Entstehung der Bilder beschreiben, die aber bisher nur vereinzelte, kleine Objekte betrachten, die in einem homogenen Medium eingebettet sind. Wenn in diese Modelle eine Mehrfachreflexion [2] eingeführt wird, sind sie kaum noch oder gar nicht mehr lösbar, da iterative Faltungssysteme nicht eindeutig lösbar sind.
Weitere Ansätze aus der der Mustererkennung fanden Einfluß bei Wien (1984). Diese Ansätze gehen von der statistischen Unabhängigkeit der Bildinformationen von ihrer Umgebung aus, was in Sonogrammen nicht gegeben ist. Es ist zwar möglich, durch geschickten Einsatz lokaler Faltungskerne Artefakte wie speckles und Rauschen zu dämpfen und die Unschärfe von Kanten und Punkten im Sonogramm zu mildern, erreicht werden aber dadurch nur kosmetische Korrekturen, die nicht dem Charakter der Sonogramme entsprechen.
Intuitiv ist der Vorgang der Schallausbreitung jedoch recht plausibel. Ein dünner Schallstrahl trifft auf eine Grenze und teilt sich dort. Wenn wir einem Teil folgen,

[2] Dabei wird der Schall (der kann durch eine Druckverteilung dargestellt werden kann) nicht nur an einem Punkt reflektiert, sondern auch der reflektierte Anteil seinerseits durch Inhomogenitäten beeinflußt, was wiederum durch eine Faltung (jetzt mit der schon primär gestörten Druckverteilung) modelliert werden kann.

In dieser Grafik ist der Prozeß der Schallausbreitung und -reflexion skizziert. Die Schallimpulse werden durch das Gewebe geleitet und an vielen Stellen beeinflußt. In den oberen Kästen ist eine kreisförmige Inhomogenität angedeutet, an der die Schallimpulse relektiert werden. Darunter wird eine etwas komplexere Struktur (gestrichelte Linien sind relektierende Grenzen) dargestellt. Im ersten Schritt werden Schallimpulse in das Gewebe abgestrahlt (↓, linke Skizzen). Der Schallimpuls wird im Gewebe beeinflußt. Man könnte auch sagen, daß hier das Gewebe abgeformt wird (?). Einige Schallanteile werden Teile dieser Information wieder an den Schallwandler übertragen, damit ist diese Information über das Gewebe meßbar (!).

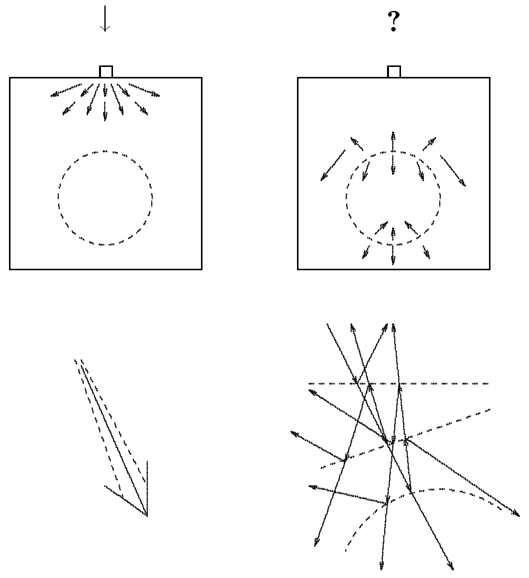


Abbildung 1.1 *Ultraschall – ein Spielplan*

trifft auch dieser bald wieder auf einen Grenze und teilt sich dort. Wenn wir einem Teil folgen, trifft auch dieser bald wieder auf einen Grenze und teilt sich dort...

Irgendwann einmal werden sich einige Anteile wieder in Richtung des Ultraschallkopfes „verirren“ und dort meßbar sein.

Dieses „Spiel“ habe ich in Abbildung 1.1 angedeutet.

Es liegt nahe, einem Rechner, der ja unendlich geduldig und penibel ist, dieses Spiel beizubringen.

Hypothese:
Die zeitlich zuerst gewonnenen Ergebnisse geben Aufschluß über die allerobersten Schichten. Durch diese Schichten muß auch jeder Schallimpuls laufen, der später gemessen wird und in eben diesen Schichten beeinflußt wird. Die Art der Beinflussung kann man aber an den davor gewonnenen Informationen abschätzen. Aus den zuerst gemessenen Echos kann ich mit einem Modell der Schallausbreitung **und** einem prinzipiellen Modell der Gewebestruktur (Abfolge und Nachbarschaftsbeziehungen der Gewebe) eine Hypothese aufstellen, wie die konkrete Struktur in den oberen Gewebeschichten sein kann. Dieser Vorgang wiederholt sich jeweils für die tieferliegenden Strukturen. Als Ergebnis habe ich einen Modellraum, in einer

Baumstruktur, in dem ich nach wahrscheinlichen konkreten Modellen für die untersuchte Gewebestruktur suchen kann.

Damit ist denkbar, daß ein Programm in der Lage ist, Schätzungen über Art und Lage der echogenen Grenzen anzustellen.
Das ist nämlich genau der Punkt, der für die Befundung der Sonogramme herangezogen wird. Welche Gewebe befinden sich wo im Schnittbild? Sind Strukturen sichtbar, die nicht erwartet wurden und unter so Umständen patogen (das heißt, Ursache einer Krankheit) sein können? Wie groß sind Organe und Gewebe ausgebildet? Diese Informationen schätzt der Diagnostiker aus dem Sonogramm.
Die Sonogramme sind jedoch sehr unscharf, so daß viel Wissen und Erfahrung nötig ist, sie zu interpretieren. Maschinen und Programme, die mit unscharfen Informationen, Wissen und so etwas wie Erfahrung arbeiten, sind Thema der KI und arbeiten überwiegend mit symbolischen Informationen, also diskreten Einheiten.
Um Sonogramme mit symbolischen Methoden in die von ihnen abgebildeten Gewebeschnitte tranformieren zu können, muß als erstes ein diskretes Modell definiert werden, das die Enstehung der Sonogramme aus der Gewebestruktur beschreibt. Ich werde in meiner Arbeit zeigen, daß sich ein solches Modell angeben läßt. Es wird jedoch auch deutlich werden, daß auch mit Hilfe dieses Modells eine eindeutige Lösung der Invertierung nicht möglich ist. Diese Lösung ist nur möglich, wenn ein Anatomie-Modell mit einbezogen wird. Es sollen also nicht nur Sonogramme mit Symbolen beschrieben werden (Knochenkante, speckles etc.), wie das zur Zeit bei der Befundung gemacht wird, sondern die Sonogramme **müssen**, um sie überhaupt auf diesem Abstraktionsgrad beschreiben zu können, zuerst auf einem subsymbolischen Niveau modelliert werden. Das in diesem Modell betrachtete Niveau ist die Ebene der akustischen Wellen, deren Amplitude aufgelöst und abschnittsweise repräsentiert wird.

Arbeitshypothese:
Ein diskretes Raummodell für das Gewebe mit einer diskreten zeitlichen Auflösung von Schallwellen im Hochfrequenzbereich kann die Signalentstehung auf symbolischem Niveau beschreiben. Schallwellen werden als Kugelwellen betrachtet und in Sektoren zerlegt.

In der vorliegenden Arbeit zeige ich, daß das definierte Modell in der Lage ist, prinzipielle Prozesse in der Ultraschall-Akustik nachzubilden. Der Fehler, der durch die numerische Näherung verursacht wird, wird qualitativ aber nicht quantitativ bestimmt. Durch die numerische Komplexität des Modells ist ein hoher Berechnungsaufwand nötig, der mit der benutzten Hardware nicht in akzeptabler Zeit bewältigt werden kann. Hier muß bei der weiteren Entwicklung in effizientere Algorithmen investiert werden.
Die konsequent diskrete Betrachtung bei der Modellierung führte zu einem Paradoxon. Auf der einen Seite entfernt man sich mit feiner werdender Skalierung immer mehr von der als Modellgrundlage dienenden Größenordnung der Geometrischen Reflexion und in den Bereich der Einzelstreuer hinein, auf der anderen Seite muß man den Maßstab sehr fein wählen, um mit Versuchen vergleichbare Resultate zu erzielen. Hier muß in der Folge diskutiert werden, welche Konsequenz dieses Paradoxon hat und ob man es vielleicht sogar in einer Richtung bewerten kann, in der die Geometrische Reflexion als Überlagerung von den als Gruppe auftretenden Einzelstreuern abgestrahlten Streuwellen interpretiert wird.

In Kapitel 2 werden das Modell definiert und Randbedingungen für die Simulation bestimmt. In Kapitel 3 wird der Simulator selbst mit seinen Parametern vorgestellt. In diesem Simulator wurde das Modell so implementiert, daß es möglich ist, Sonogramme und Druckverteilungen zu simulieren und diese mit physikalischen Versuchen zu vergleichen. In Kapitel 4 werden zwei Ergebnisse des Simulators ausgewertet. Neben der Literaturliste verweise ich noch auf den Anhang zur Arbeit, in dem die Quellen für den Simulator aufgelistet sind.

2 Diskretes Modell

Um die Entstehung von Sonogrammen mit logischen Symbolen beschreiben zu können, muß der analoge Prozeß durch ein diskretes Modell beschrieben werden.
Mit einem solchen Modell ist es gleichgültig, an welchem Ort und zu welchem Zeitpunkt das Modell bestrachtet wird, interessant ist jeweils nur die lokale Umgebung. Ich definiere also ein lokales Modell und verlasse damit den globalen Modellansatz. Im Gegensatz zum globalen Modell, das den Prozeß als Ganzes beschreibt, beispielsweise in einer Differentialgleichung die an allen Punkten des betrachteten Orts- / Zeitraumes gültig ist, beschränkt sich ein lokales Modell auf die engere Umgebung eines jeweiligen Punktes im betrachteten Prozeß. Die Komplexität der Aufgabe entscheidet sich nicht mehr an der Kompliziertheit der Beziehung sondern an der numerischen Größe der konkreten Aufgabe. Diese muß nicht unbedingt weniger aufwendig in der Lösung sein, ist aber als numerisches Modell mit Rechner-Simulationen lösbar.

2.1 Impuls-Modell

Die meisten biologischen Gewebe haben ähnliche akustische Eigenschaften wie Flüssigkeiten, denn sie haben wie viele wässrige Medien keine ober nur eine geringe Scherspannung [1]. Die Ausbreitung akustischer Wellen in Medien ohne nennenswerte Scherspannung wird von Sutilov (1984) durch die „Wellengleichung“

$$\Delta\phi = \frac{1}{c_0^2}\frac{\partial^2\phi}{\partial t^2} \tag{2.1}$$

ϕ ... Geschwindigkeitspotential
c_0 ... Schallgeschwindigkeit
t ... Zeit

beschrieben.
Eine deutliche Ausnahme davon bilden die mechanisch festen (Knochen, Gallensteine) und die lufthaltigen Gewebe und Organe (Lunge, Darmschlingen). Hier tritt durchaus eine Scherspannung auf. Die in dieser Arbeit zugrunde gelegten Beziehungen für wässrige Medien können für diese Gewebe nur an ihren Grenzflächen angewandt werden. Das wird aber dadurch relativiert, daß eben durch die vorhandene Scherspannung der Dämpfungskoeffizient um eine Größenordnung höher liegt und damit bei einer lokalen Betrachtung die durch diese Gewebe übertragenen Energieanteile vernachlässigbar sind (vgl. Tabelle 2.1).

[1] Die Scherspannung ist ein Maß für die mechanische Stabilität eines Mediums gegenüber tangential zur Oberfläche angreifenden Kräften.

Im Sonogramm wird ein Schnittbild des Gewebes dargestellt. Die Vernachlässigung der Strukturen, die nicht in der Schnittebene liegen, wird bewußt in Kauf genommen. Der Einfluß dieser Strukturen auf das Bild ist noch unzureichend untersucht, wird im allgemeinen aber als sehr gering eingestuft, was durch die Fokus-Eigenschaften der Schallwandler begründet ist. Die in diese Strukturen eindringenden Schallanteile werden als Streuung interpretiert.
Deshalb kann man bei der Modellentwicklung von einem zweidimensionalen Raum – einer Ebene – ausgehen.
Eine Lösung in einem dreidimensionalen kartesischen Koordinatensystem (zwei Orts- und eine Zeitachse) ist

$$\begin{aligned} \phi(\vec{r}, t_0) &= \int_0^{t_0} \int_0^{2\pi} \frac{1}{c_0\, t} f(\vec{n}\, c_0\, t + \vec{r}, t_0 - t)\, d\theta\, dt \qquad (2.2) \\ &\quad \vec{n} = (\sin\theta, \cos\theta)^T \\ &\quad \vec{r} = (x, y)^T \end{aligned}$$

Dieses Integral kann als Summe von Druck-Zeit-Integralen aufgefaßt werden, Impulsen, die jeweils im Zeitintervall t_0 auf die Oberfläche eines Ausschnittes wirken. Wenn wir diese Oberfläche Δs fixieren und darüber integrieren, erhalten wir den im Zeitintervall t_0 durch diese Oberfläche hindurchtretenden Impuls i.
Die Potentialfunktion ϕ ist mit $p = \frac{1}{\varrho_0}\frac{\partial \phi}{\partial t}$ definiert. Da der Impuls i mit $i = \int F\, dt$ definiert ist, kann der Impuls auf eine Fläche S mit

$$i_S = \int_S \int p_S\, dt\, ds$$

bestimmt werden, und es ergibt sich eine Äquivalenz zum Geschwindigkeitspotential:

$$i = \int \int p\, ds\, dt \simeq \phi \qquad (2.3)$$

Somit ist die Potentialfunktion ϕ als Ausdruck für den Impuls geeignet.

Definition 2.1 (Ebenenelement) Die in dem Modell betrachtete Ebene wird in gleichgroße disjunkte Ausschnitte (Ebenenelemente) aufgeteilt. Der Einfachheit halber werden die Ausschnitte als quadratisch angenommen. Das Zentrum jedes Ebenenelementes hat eindeutige Koordinaten. ■

Im folgenden bezeichne ich die Koordinaten eines Ebenenelementes a mit (i_a, j_a).

Definition 2.2 (Koordinatensystem) Um nur mit ganzen Koordinaten-Werten rechnen zu müssen, legen wir die Ebenenelemente auf ungerade Koordinaten-Werte. Die Basis-Einheit des Koordinatensystems bezeichnen wir mit l. ■

Damit ist die Seitenlänge eines Ebenenelementes mit $2l$ festgelegt.
Für einen in einem Zeitintervall t_0 durch die Grenze zwischen den Ebenenelementen a und b tretenden Impuls definieren wir ein Symbol:

Definition 2.3 (Modellimpuls (MI)) Ein MI ist als Tupel $i((a, b), t_0, q, I)$ definiert, mit

a	Ebenenelement a mit den Koordinaten (i_a, j_a).
b	Ebenenelement b mit den Koordinaten (i_b, j_b).
(a,b)	Grenze zwischen a und b mit dem Koordinaten (i_g, j_g). Wobei gilt: $i_g = \frac{i_a+i_b}{2}$ und $j_g = \frac{j_a+j_b}{2}$.
t_0	Zeitintervall, in dem der Impuls gilt.
q	Vektor (i_q, j_q), der von der Quelle auf die Grenze gerichtet ist.
I	Größe des Impulsstroms.

■

Im Gegensatz zu den physikalischen Impulsen breiten sich die MI nicht aus. Sie sind – als Symbole – nur der Anlaß für die Erzeugung neuer MI, die in einem späteren Zeitintervall gültig sind. Die Herleitung der Differenz zwischen den Zeitintervallen macht eine Berechnung von Wegen und Laufzeiten der modellierten physikalischen Impulse nötig.

Definition 2.4 (Ausbreitung) Wenn ein MI auf einer Grenze zwischen zwei Ebenenelementen definiert ist, dann können MI nur auf den Grenzen eben dieser Ebenenelemente abgeleitet werden (Lokalität). Für den Zeitversatz in einer Ableitung wird der Weg zwischen dem Zentrum der Grenze des ursprünglichen MI und dem Zentrum der Grenze des abgeleiteten MI betrachtet (Relevants). ■

Um auch Reflexion und Brechung lokal betrachten zu können, definieren wir ein Modell der „Virtuellen Strahlungsquelle“.

Definition 2.5 (Virtuelle Strahlungsquelle) Ein MI hat einen Ursprung (seine Quelle). Der Ursprung ist Attribut des MI und wird, falls neue MI abgeleitet werden, auf seine Ableitungen übertragen. Die Geometrie (Richtung und Sektorwinkel) eines MI wird aus der Lage seines Ursprungs und aus der Ausdehnung der Grenze konstruiert. Bei Reflexion wird der Ursprung eines MI verändern. Dieser veränderliche Ursprung heißt virtuelle Strahlungsquelle. ■

2.2 Akustische Eigenschaften

Jedes Ebenenelement repräsentiert einen Ausschnitt einer Schnittebene, in welchem sich verschiedene Gewebe mit unterschiedlichen Eigenschaften befinden können. Deshalb wird mit einem Ebenenelement nur ein Mittel der Eigenschaften der Gewebe in seinem Ausschnitt repräsentiert. Die davon für das hier betrachtete Modell relevanten Eigenschaften sind:

- akustische Impedanz, ($Z = \varrho c_0$) in kg/m^2 s
- Streufaktor, (σ) in %
- Dämpfungskoeffizient für den Bereich des Ultraschalls, (α) in dB/m

Spezifische Dichte, Schallgeschwindigkeit, richtungsabhängige, andere mechanische, elektrische, chemische und thermodynamische Eigenschaften werden nicht betrachtet.

Im folgenden sind nach Millner (1989), S. 9, einige Gewebe mit ihren akustischen Eigenschaften aufgeführt.

Bezeichnung	*Schallgeschwindigkeit* $c = [m/s]$	*Impedanz* $Z = [10^6 kg/(m^2 s)]$	*Dämpfung* $\alpha = [dB/cm]$
Blut	*1550 ... 1570*	*1,59 ... 1,63*	*0,1 ... 0,2*
Lunge	*650 ... 1160*	*0,26 ... 0,46*	*30,0 ... 40,0*
Fett	*1450 ... 1470*	*1,35 ... 1,40*	*0,45 ... 0,63*
Muskel	*1545 ... 1630*	*1,65 ... 1,74*	*1,5 ... 2,5*
Knochen	*2700 ... 4100*	*3.75 ... 7,38*	*8,0 ... 11,0*
Leber	*1549 ... 1585*	*1,65 ... 1,7*	*0,94 ... 1,2*
Niere	*1561*	*1,62*	*0,9 ... 1,2*
Milz	*1570 ... 1590*		*0,56 ... 0,9*

Tabelle 2.1 Gewebeeigenschaften

2.3 Akustische Effekte

Wie in Definition 2.4 schon festgelegt, sind für die Bestimmung von Übertragungswegen und -zeiten nur die Wege zwischen den Zentren der Grenzen interessant. Damit ist die Auswahl stark eingeschränkt: Es gibt nur zwei Weglängen und Übertragungszeiten:

$$s_g = 2l \quad (2.4) \qquad t_g = 2l/c_0 \quad (2.6)$$

$$s_q = \sqrt{2}l \quad (2.5) \qquad t_q = \sqrt{2}l/c_0 \quad (2.7)$$

2.3.1 Dämpfung

Akustische Impulse werden im allgemeinen beim Durchqueren eines Mediums gedämpft.
Nach Millner (1989), S. 11, ist der Dämpfungsfaktor

$$d(s, \alpha) = e^{-\alpha s} \quad (2.8)$$

α ... Dämpfungskoeffizient
s ... Weglänge

Da im Modell mit konstanten Strecken l gearbeitet wird, werden zwei Dämpfungsfaktoren angewandt:

$$d_g(\alpha) = e^{-\alpha 2l} \quad (2.9)$$

$$d_q(\alpha) = e^{-\alpha\sqrt{2}l} \quad (2.10)$$

Der Dämpfungskoeffizient α wird nach Sutilov (1984), S. 63, von mechanischen Eigenschaften des Gewebes und der Frequenz des Signals beeinflußt. Die in Tabelle 2.1 angegebenen Werte sind Mittelwerte.
Die geometrischen Attribute eines MI werden durch die Dämpfung nicht verändert.

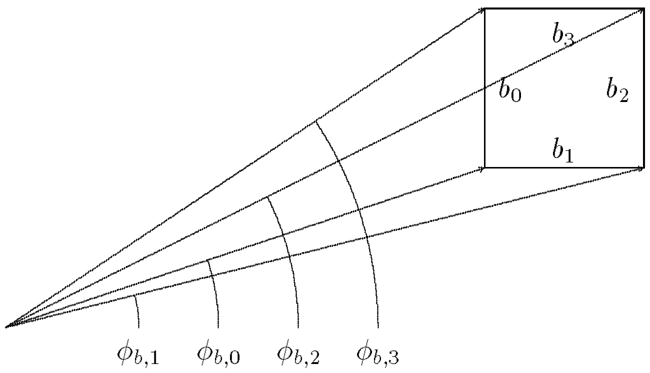


Abbildung 2.1 *Strahlungssektoren*

2.3.2 Reflexion

Bei der Reflexion wird der MI geteilt. Die Anteile haben veränderte geometrische Attribute und veränderte Größenattribute.
Für eine Grenze (a, b) sind die Impedanzen Z_a und Z_b bekannt und damit auch die Reflexions- und Transmissionsfaktoren für Druckwellen ρ und δ beim Übergang von a nach b (vgl. Sutilov (1984), S. 146).

$$\rho_{a,b} = \frac{Z_b - Z_a}{Z_b + Z_a} \tag{2.11}$$

$$\delta_{a,b} = \frac{2Z_b}{Z_a + Z_b} \tag{2.12}$$

Definition 2.6 (Orientierung einer Grenze) Die Orientierung der Grenze (a, b) ergibt sich aus der Lage der Ebenenelemente zueinander.

- Wenn $i_a = i_b$, dann liegen die Ebenenelemente „übereinander", es gilt $j_a \neq j_b$, und die Grenze liegt waagerecht.
- Wenn $j_a = j_b$, dann liegen die Ebenenelemente „nebeneinander", es gilt $i_a \neq i_b$, und die Grenze liegt senkrecht.

Andere Fälle treten nicht auf. ∎

Für die folgende Darstellung soll o. B. d. A. der MI von Ebenenelement a nach Ebenenelement b gerichtet sein, a soll links von b liegen, und q soll nicht über a liegen ($i_q > 0$ und $j_q \geq 0$). Alle auftretenden Fälle lassen sich durch Drehung und Spiegelung in diese Form bringen.
Aus der geometrischen Konstruktion werden die Strahlungssektoren für die Grenzen der Ebenenelemente a und b hergeleitet (s. Abb. 2.1). Die Grenzen der Ebenenelemente werden mit a_0, a_1, a_2 und a_3 bzw. b_0, b_1, b_2 und b_3 bezeichnet, wobei

b_0 die Grenze $(i_b - l, j_b)$,

b_1 die Grenze $(i_b, j_b - l)$,

b_2 die Grenze $(i_b + l, j_b)$ und

b_3 die Grenze $(i_b, j_b + l)$ bezeichnet.

Jeder Grenze wird ein Winkel zugeordnet.

$$\phi_{b,0} = \arctan \frac{j_q - l}{i_q} \tag{2.13}$$

$$\phi_{b,1} = \arctan \frac{j_q - l}{i_q + 2l} \tag{2.14}$$

$$\phi_{b,2} = \arctan \frac{j_q + l}{i_q + 2l} \tag{2.15}$$

$$\phi_{b,3} = \arctan \frac{j_q + l}{i_q} \tag{2.16}$$

Für a werden die Winkel und Grenzen analog definiert.
Der Impuls wird das Ebenenelement durchqueren und nach einer gewissen Zeit die anderen Grenzen des Ebenenelementes erreichen. Für jede Grenze wird ein Faktor für den Anteil des Impulses angegeben, der diese Grenze erreichen wird und der damit die relative Größe des auf dieser Grenze abgeleiteten MI angibt. Bei Vernachlässigung der Streuung innerhalb der Ebenenelemente, ist der Faktor für die gerade betrachtete Grenze Null. Die Faktoren sind wie folgt bestimmt:

$$f_{b,0} = 0 \tag{2.17}$$

$$f_{b,1} = \begin{cases} 0 & \text{für } (j_q > 0) \\ \delta_{a,b} \dfrac{\phi_{b,1} - \phi_{b,0}}{\phi_{b,3} - \phi_{b,0}} & \text{sonst} \end{cases} \tag{2.18}$$

$$f_{b,2} = \begin{cases} \delta_{a,b} \dfrac{\phi_{b,2} - \phi_{b,0}}{\phi_{b,3} - \phi_{b,0}} & \text{für } (j_q > 0) \\ \delta_{a,b} \dfrac{\phi_{b,2} - \phi_{b,1}}{\phi_{b,3} - \phi_{b,0}} & \text{sonst} \end{cases} \tag{2.19}$$

$$f_{b,3} = \delta_{a,b} \frac{\phi_{b,3} - \phi_{b,2}}{\phi_{b,3} - \phi_{b,0}} \tag{2.20}$$

Durch die Spiegelung der geometrischen Verhältnisse bei der Reflexion an der betrachteten Grenze sind die Sektorwinkel an a ähnlich denen an b, und die Faktoren ergeben sich wie folgt:

$$f_{a,0} = \begin{cases} \rho_{a,b} \dfrac{\phi_{b,2} - \phi_{b,0}}{\phi_{b,3} - \phi_{b,0}} & \text{für } (j_q > 0) \\ \rho_{a,b} \dfrac{\phi_{b,2} - \phi_{b,1}}{\phi_{b,3} - \phi_{b,0}} & \text{sonst} \end{cases} \tag{2.21}$$

$$f_{a,1} = \begin{cases} 0 & \text{für } (j_q > 0) \\ \rho_{a,b} \dfrac{\phi_{b,1} - \phi_{b,0}}{\phi_{b,3} - \phi_{b,0}} & \text{sonst} \end{cases} \tag{2.22}$$

$$f_{a,2} = 0 \tag{2.23}$$

$$f_{a,3} = \rho_{a,b} \frac{\phi_{b,3} - \phi_{b,2}}{\phi_{b,3} - \phi_{b,0}} \tag{2.24}$$

Aus einem MI $i((a,b), t_0, q, I)$ werden acht MI abgeleitet (für jede mögliche Grenze einer). Für die Grenzen b_0 und a_2 sind die Faktoren Null, so daß das Größen-Attribut ebenfalls Null sein muß. Ein MI mit einem Größen-Attribut von Null repräsentiert einen Impuls mit einer Null-Amplitude und kann deshalb vernachlässigt werden.

Die nach dieser Kürzung resultierenden sechs MI sind:

$$
\begin{array}{lllll}
i(b_1, & t_0 + t_q, & (i_q + l, & j_q - l), & I f_{b,1} d_q(\alpha_b)) \\
i(b_2, & t_0 + t_g, & (i_q + 2l, & j_q), & I f_{b,2} d_g(\alpha_b)) \\
i(b_3, & t_0 + t_q, & (i_q + l, & j_q + l), & I f_{b,3} d_q(\alpha_b)) \\
i(a_0, & t_0 + t_g, & (-i_q - 2l, & j_q), & I f_{a,0} d_g(\alpha_a)) \\
i(a_1, & t_0 + t_q, & (-i_q - l, & j_q - l), & I f_{a,1} d_q(\alpha_a)) \\
i(a_3, & t_0 + t_q, & (-i_q - l, & j_q + l), & I f_{a,3} d_q(\alpha_a))
\end{array}
\tag{2.25}
$$

2.3.3 Streuung

Bei der Ausbreitung von Ultraschall in inhomogenen Medien tritt der Effekt der Streuung auf. Dabei wird ein Teil der transportierten Energie in Ultraschallwellen umgewandelt, die an den Inhomogenitäten ausgesandt werden. Man unterscheidet an Hand der Größe der Inhomogenität drei Arten von Streuung (vgl. Sutilov (1984), S. 163 ff.):

Geometrische Streuung

Der Teilchendurchmesser liegt über der Wellenlänge der Schallstrahlung. Hier gelten in vollem Umfang die Regeln der Reflexion, die auch in dem hier betrachteten Modell die Grundlage bilden. Die Geometrische Streuung ist dem Modell inhärent und bedarf keiner besonderen Betrachtung.

Mie-Streuung

Der Teilchendurchmesser liegt in der Größenordnung der Wellenlänge. An solchen Teilchen wird eine fast kugelförmige Welle erzeugt, die teilweise einen ausgeprägten Reflexionsanteil hat.

Rayleigh-Streuung

Der Teilchendurchmesser liegt unter der Wellenlänge. An solchen Teilchen wird eine fast kugelförmige Welle erzeugt, die aber in der Ausbreitungsrichtung der anregenden Welle kräftiger ausgebildet ist.

Von besonderem Interesse ist die Mie- und die Rayleigh-Streuung, da sie nicht durch das einfache Modell beschrieben werden können.
Die Überlagerung mehrerer Streuer innerhalb eines Gebietes wird in eine sehr breitbandige Kugelwelle hinauslaufen. Diese Kugelwelle wird in dem Modell dadurch beschrieben, daß von jedem das Gebiet durchlaufenden Strahl ein Teil in eine solche Kugelwelle umgewandelt wird.
Für jedes Ebenenelement a ist ein Streufaktor σ_a bestimmt, der zwischen Null und 1 liegt.
Damit wird die in der Formel (2.25) beschriebene Ableitung wie folgt erweitert:

Aus einem MI $i((a,b),t_0,q,I)$ werden 12 MI abgeleitet.

$$
\begin{array}{l}
\text{Geometrische Streuung / Reflexion:}\\
\qquad \begin{array}{lllll}
i(b_1, & t_0+t_q, & (i_q+l, & j_q-l), & I\,(1-\sigma_b)\,f_{b,1}\,d_q(\alpha_b))\\
i(b_2, & t_0+t_g, & (i_q+2l, & j_q), & I\,(1-\sigma_b)\,f_{b,2}\,d_g(\alpha_b))\\
i(b_3, & t_0+t_q, & (i_q+l, & j_q+l), & I\,(1-\sigma_b)\,f_{b,3}\,d_q(\alpha_b))\\
i(a_0, & t_0+t_g, & (-i_q-2l, & j_q), & I\,(1-\sigma_a)\,f_{a,0}\,d_g(\alpha_a))\\
i(a_1, & t_0+t_q, & (-i_q-l, & j_q-l), & I\,(1-\sigma_a)\,f_{a,1}\,d_q(\alpha_a))\\
i(a_3, & t_0+t_q, & (-i_q-l, & j_q+l), & I\,(1-\sigma_a)\,f_{a,3}\,d_q(\alpha_a))
\end{array}\\
\text{Restliche Streuung:}\\
\qquad \begin{array}{lllll}
i(b_0, & t_0+t_g, & (-1, & 0), & \frac{1}{4}I\,\sigma_b\,\delta_{a,b}\,d_g(\alpha_b))\\
i(b_1, & t_0+t_g, & (\ \ 0, & -1), & \frac{1}{4}I\,\sigma_b\,\delta_{a,b}\,d_g(\alpha_b))\\
i(b_2, & t_0+t_g, & (\ \ 1, & 0), & \frac{1}{4}I\,\sigma_b\,\delta_{a,b}\,d_g(\alpha_b))\\
i(b_3, & t_0+t_g, & (\ \ 0, & 1), & \frac{1}{4}I\,\sigma_b\,\delta_{a,b}\,d_g(\alpha_b))\\
i(a_0, & t_0+t_g, & (-1, & 0), & \frac{1}{4}I\,\sigma_a\,\rho_{a,b}\,d_g(\alpha_a))\\
i(a_1, & t_0+t_g, & (\ \ 0, & -1), & \frac{1}{4}I\,\sigma_a\,\rho_{a,b}\,d_g(\alpha_a))\\
i(a_2, & t_0+t_g, & (\ \ 1, & 0), & \frac{1}{4}I\,\sigma_a\,\rho_{a,b}\,d_g(\alpha_a))\\
i(a_3, & t_0+t_g, & (\ \ 0, & 1), & \frac{1}{4}I\,\sigma_a\,\rho_{a,b}\,d_g(\alpha_a))
\end{array}
\end{array}
\tag{2.26}
$$

In dieser Tabelle sind die Extrema der Verhältnisse der Schallgeschwindigkeiten aus Tabelle 2.1 dargestellt.

$\frac{c_1}{c_2}$		Blut	Lunge	Fett	Muskel	Knochen	Leber	Niere	Milz
		c_2							
c_1	*Blut*	*1,00*	*2,42*	*1,08*	*0,95*	*0,37*	*0,98*	*0,99*	*0,97*
	Lunge	*0,41*	*1,00*	*0,44*	*0,39*	*0,16*	*0,41*	*0,41*	*0,41*
	Fett	*0,92*	*2,26*	*1,00*	*0,89*	*0,35*	*0,91*	*0,93*	*0,91*
	Muskel	*0,98*	*2,51*	*1,12*	*1,00*	*0,60*	*1,06*	*1,44*	*0,96*
	Knochen	*0,88*	*6,31*	*2,83*	*1,66*	*1,00*	*2,65*	*2,63*	*2,61*
	Leber	*1,02*	*2,44*	*1,09*	*0,95*	*0,38*	*1,00*	*0,99*	*0,97*
	Niere	*1,01*	*2,04*	*1,08*	*0,96*	*0,38*	*0,98*	*1,00*	*0,98*
	Milz	*1,02*	*2,45*	*1,10*	*0,96*	*0,38*	*1,03*	*1,02*	*1,00*

Tabelle 2.2 Verhältnisse der Schallgeschwindigkeiten

2.3.4 Brechung

Bei der Brechung würde die Geometrie und die Druckverteilung innerhalb der MI verändert werden.
Ein dünner Ultraschall-Strahl, der mit einem Winkel θ_1 zur Normalen der Grenze auftrifft, wird an einer Grenze auf einen Winkel θ_2 gebrochen mit:

$$\frac{\sin(\theta_1)}{\sin(\theta_2)} = \frac{c_1}{c_2} \tag{2.27}$$

(vgl. Sutilov (1984), S. 157)
Die Brechung ist abhängig von dem Verhältnis der Schallgeschwindigkeiten in den beiden Medien. Da in diesem Modell die Schallgeschwindigkeiten in den Medien als gleich angenommen werden, wird der Effekt der Brechung vernachlässigt, wobei ein Fehler in Kauf genommen wird.
Aus der Kreuztabelle 2.2 sieht man, daß sich die Verhältnisse der Schallgeschwindigkeiten meist in einem engen Intervall um 1 bewegen.
Die Abweichungen für die Gewebe Lunge und Knochen lassen sich mit ihrem inneren Aufbau begründen. In den Lungenbläschen befinden sich Luft (Schallgeschwindigkeit $330 m/s$). Knochen ist kein wässriges Medium, sondern ein Festkörper. Damit gelten hier andere Gesetzmäßigkeiten.
In Abbildung 2.2 ist die Strahlauslenkung dargestellt. Hier ist ist zwar nur die geometrische Verformung erkennbar, es wird aber schon deutlich, daß vor allem in den flach einfallenden Strahlenanteilen größere Fehler entstehen.
Die Brechung eines Strahles kann auch als Spreizung (oder Komprimierung) eines Strahlungssektors interpretiert werden. Dieser Spreizung entspricht die Ableitung

Die Brechungswinkel für die Verhältnisse $k = 0,8 \ldots 1,2$. Man beachte die bei größeren Winkeln nicht definierte Kurve für die Werte $k > 1,0$. In dem nicht definierten Bereich, werden die Strahlen durch vollständige innere Reflexion die Grenze nicht mehr überschreiten, sondern vollständig reflektiert werden.

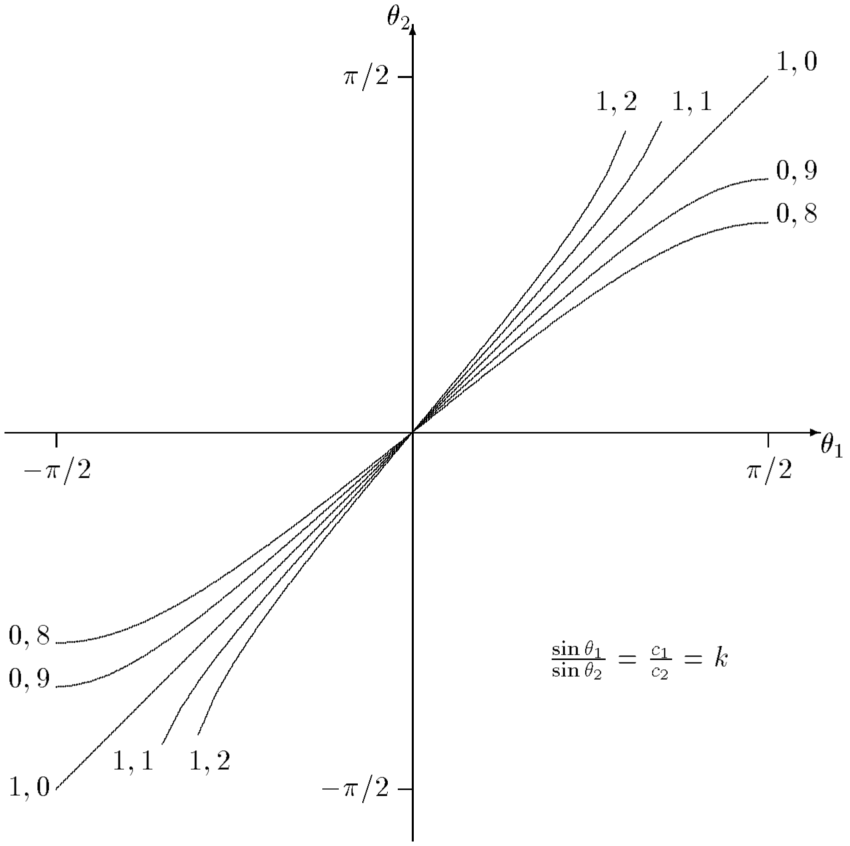


Abbildung 2.2 Brechungsverhalten – geometrisch

des Winkels des gebrochenen Strahls nach dem Einfallwinkel.

$$\begin{aligned}
\frac{\partial\theta_2}{\partial\theta_1} &= \frac{\partial}{\partial\theta_1}\arcsin\left(\frac{c_2}{c_1}\sin\theta_1\right) \\
&= \frac{\frac{c_2}{c_1}\cos\theta_1}{\sqrt{1-\frac{c_2^2}{c_1^2}\sin^2\theta_1}} \\
&= \frac{c_2}{c_1}\frac{\cos\theta_1}{\cos\theta_2} \qquad (2.28)
\end{aligned}$$

In Abbildung 2.3 wird die energetische Verzerrung dargestellt. Nach Sutilov (1984) ist der Druckreflexionskoeffizient für die schräge Reflexion wie folgt bestimmt:

$$\varrho_p = \frac{z_2\cos\theta_1 - z_1\cos\theta_2}{z_2\cos\theta_1 + z_1\cos\theta_2} = \frac{\frac{c_2}{c_1}\frac{\cos\theta_1}{\cos\theta_2} - \frac{\varrho_1}{\varrho_2}}{\frac{c_2}{c_1}\frac{\cos\theta_1}{\cos\theta_2} + \frac{\varrho_1}{\varrho_2}} \qquad (2.29)$$

Das Interessante an dieser Formel ist, daß sich der Faktor $\frac{c_2}{c_1}\frac{\cos\theta_1}{\cos\theta_2}$ auch als Ableitung des Brechungswinkels nach dem Einfallswinkel beschreiben läßt und daß sich in der zweiten Darstellungsform die Verknüpfung von geometrischen und elastischen

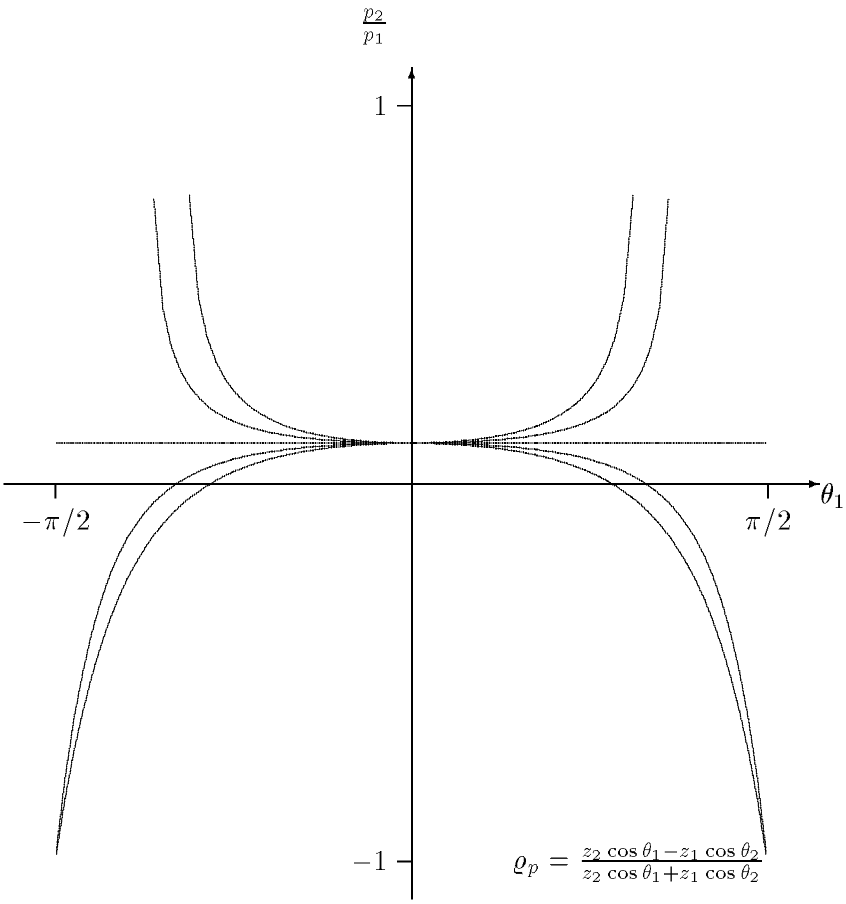
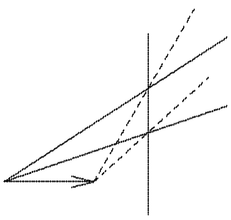


Abbildung 2.3 Brechungsverhalten – energetisch

Einflüssen besonders gut zeigen läßt.

Leider kann man die Brechung nicht so einfach in das Modell der virtuellen Quellen eingliedern. Die Auslenkung der Strahlen bei Veränderung der virtuellen Quelle (der einzigen Möglichkeit, die Sektorgeometrie zu verändern) ist nicht gleichmäßig und entspricht damit nicht der Beziehung (2.27).
Begründung Durch die Brechung wird der Strahlungssektorwinkel, der durch Quellenlage und Grenzausdehnung bestimmt wird, verändert. Somit müßte die Lage der virtuellen Quelle verschoben werden. Wohin?



Wenn wir den Ursprung eines Strahlungsbündels, dessen Strahlen eine von diesem Ursprung entfernte Gerade schneiden, lotrecht in Richtung der Geraden verschieben und dabei die Schnittpunkte der Strahlen mit der Geraden festhalten, verändern sich die Winkel zwischen der Geraden und den Strahlen nicht gleichmäßig.

Der Schnittpunkt eines Strahls mit der Geraden sei $(x, y_1)^T$, der eines anderen Strahls $(x, y_2)^T$, die Verschiebung sei relativ entlang der X-Achse mit b bestimmt.

$$\begin{aligned}
\frac{\sin\alpha}{\sin\beta} &= \frac{\sin\gamma}{\sin\delta} \\
\frac{\sin^2\alpha}{\sin^2\beta} &= \frac{\sin^2\gamma}{\sin^2\delta} \\
\frac{\frac{y_1^2}{y_1^2+x^2}}{\frac{y_1^2}{y_1^2+b^2x^2}} &= \frac{\frac{y_2^2}{y_2^2+x^2}}{\frac{y_2^2}{y_2^2+b^2x^2}} \\
y_1^2 &= y_2^2
\end{aligned}$$

2.4 Messungen

Die Ultraschallimpulse, die über die Wandler in das Gewebe übertragen werden, erzeugen Echos, die ebenfalls über die Wandler gemessen werden können. Neben dem Meßverfahren, das diese aus dem Gewebe austretenden Schallwellen mißt, gibt es noch Verfahren, die die Druckverteilung im durchschallten Medium direkt messen. Zu beiden Verfahren ist für das hier betrachtete Modell ein Äquivalent bestimmt worden.

2.4.1 Meßgenauigkeit

Aus einer groben Schätzung der Auflösung der mir zur Verfügung stehenden Sonogramme ergibt sich, daß eine Druck-Messung mit einem Zeit-Intervall von der Hälfte der höchsten erzeugbaren Mittenfrequenz realisiert wird. In einem Gerät mit einem wählbaren Frequenzbereich von 0,5 bis 8 MHz wird mit einem Intervall t_0 von $t_0 \approx 62,5$ ms gemessen. Damit wird Shannons Abtasttheorem knapp eingehalten. Die Auswertung von höheren Frequenzanteilen, die durch die erzeugende Hüllkurve und evtl. frequenzabhängige akustische Effekte entstehen, ist nicht sinnvoll.
Die gemessenen Druckintegrale überstreichen ein Intervall von bis zu 100 dB, welches der Mensch nicht mehr wahrnehmen kann. Deshalb werden die Werte in jedem Meßwert-Bild logarithmisch auf ein Intervall von $0 \ldots 255$ (für die Druckverteilung) und $0 \ldots 63$ (für Sonogramme) abgebildet.

2.4.2 Druckverteilung

In Anlehnung an das beobachtete Verfahren habe ich für den Simulationsprozeß eine Druckverteilung definiert. Dafür werden in konstanten Zeitintervallen für jedes Ebenenelement die es durchquerenden MI akkumuliert. Das Zeitintervall wird genauso fein gewählt wie die bei der Erzeugung genutzte Zeitskalierung. Von den resultierenden Druck-Zeit-Integralen wird über die Meßzeit ein Betragsintegral gebildet. Dieses Betragsintegral kann als Maß für die mittlere Druckamplitude während der Meßzeit betrachtet werden.

2.4.3 Sonogramme

Für die Erzeugung des Sonogramms werden, wieder in Analogie zum Gerät, die MI akkumuliert, die aus den Ebenenelementen des Gewebes in die Ebenenelemente der Wandlerzeile treten.
Neben der bloßen Aufzeichnung, die ähnlich der Druckverteilungsmessung funktioniert, gibt es hier noch die Möglichkeit, eine Empfangsfokussierung zu modellieren. Bei der Empfangsfokussierung, geht man davon aus, daß ein entstandenes Echosignal die Einzelwandler der Wandlergruppe zu unterschiedlichen Zeiten erreicht, da der Weg zwischen Reflexionsort und dem jeweiligen Wandler unterschiedlich ist. Signale, die genau auf der Achse der Wandlergruppe entstehen, treffen mit einem symmetrischen Zeitversatz ein und können somit erkannt und verstärkt werden, wobei andere Signale gedämpft werden.
Wie groß ist nun der Zeitversatz für eine Wandlergruppe mit I Einzelwandlern (die wir von 0 bis $(I-1)$ numerieren wollen)?

Die Abbildung beschreibt das zeitliche Eintreffen eines mittigen Echosignals an der Wandlergruppe mit I Elementen.

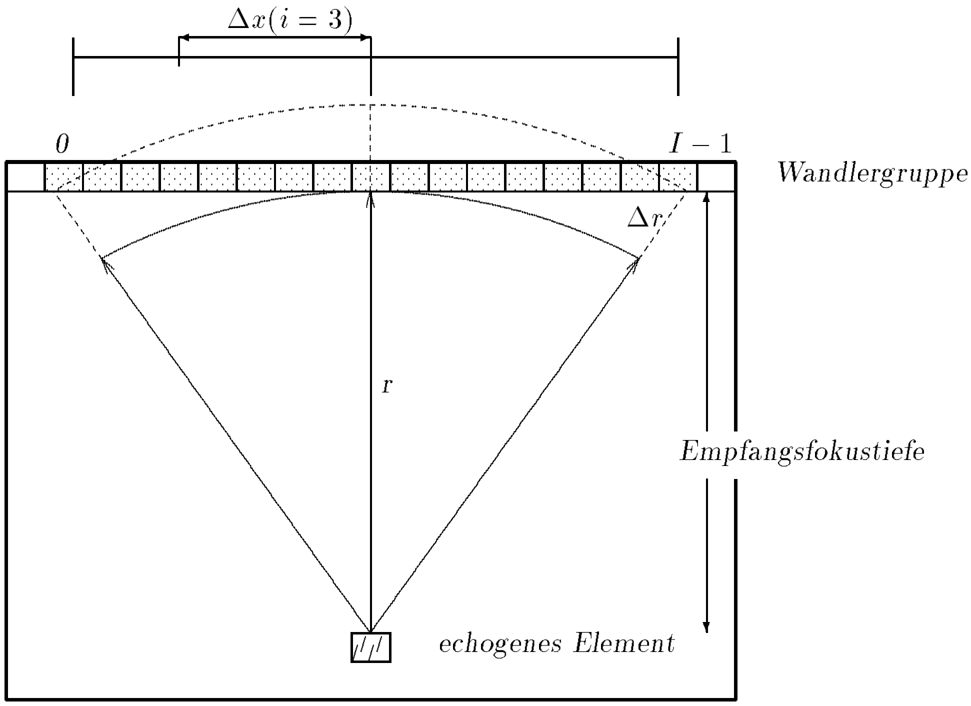


Abbildung 2.4 Empfangsfokussierung

Es wird davon ausgegangen, daß das Echosignal die Wandlergruppe ungestört erreicht. Zuerst wird es am zentralen Wandler eintreffen, zum Schluß an der Peripherie (s. Abb. 2.4).
Die konstante Tiefe r, in der der Fokus liegen soll, wird vorgegeben. In einigen modernen Systemen, kann diese Tiefe zeitlich veränderlich sein. Ebenfalls durch das System bestimmt ist die Breite eines Wandlers Δx_w.
Aus dem Abstand des Wandlerzentrums eines Wandlers i vom Zentrum der Wandlergruppe

$$\Delta x(i) = \Delta x_w \left| \frac{I-1}{2} - i \right| \tag{2.30}$$

kann die Differenz des Laufweges des Signals zur Fokustiefe bestimmt werden und daraus die Zeitverzögerung des Wandlers gegenüber dem Zentrum der Wandlergruppe.

$$\Delta r = r - \sqrt{(\Delta x)^2 + r^2} \tag{2.31}$$

$$\Delta t = \frac{r - \sqrt{(\Delta x)^2 + r^2}}{c_0} \tag{2.32}$$

Das Sonogramm stammt aus einer Serie von Bildern, die bei einer Untersuchung zur Geometrie der Säuglingshüfte von Dr. Pätzug gemacht worden sind.
Zu sehen ist ein Schnitt durch ein Hüftgelenk eines Säuglings. Das kräftige zentrale Echo markiert eine Knochenoberfläche (der Beckenkamm), das links davon nach unten weisende bogenförmige Echo ebenfalls eine Knochenoberfläche (die Gelenkpfanne). Darüber sind zwei diagonal verlaufende Strukturen erkennbar, die obere flachere ist ein Gelenkband, die untere steilere ist die Oberfläche eines Knorpels. Neben dieser Struktur und über der Gelenkkapsel ist ein echoarmer Bereich erkennbar, der mit speckles durchsetzt ist. Hier liegt der – im Säuglingsalter noch knorplige – Gelenkkopf. Er wird außer durch dieser Zone nur noch durch kaum erkennbare Echos an seiner Ober- und Unterseite markiert. Die am linken Bildrand erkennbare nach oben gerichtete Bogenstruktur repräsentiert einen Teil des Oberschenkelknochens (den tochantor major). Alle unter den beschriebenen Knochenoberflächen sichtbaren Strukturen sind Mehrfachechos, also Artefakte, die in Sonogrammen besonders unter Knochenoberflächen sehr häufig sichtbar sind und deshalb teilweise als Hinweis auf das Vorhandensein ebensolcher Oberflächen interpretiert werden. Die im rechten Bildteil sichtbaren Strukturen, ähnlich gefleckten Bändern, sind durch einen mangelhaften Kontakt des Schallkopfes zur Haut entstanden, beinhalten also keinerlei diagnostisch sinnvolle Information. Besonders an der oberen Bildkante sind deutlich verrauschte Bereiche sichtbar, die teilweise Hautstrukturen darstellen, zum überwiegenden Teil jedoch durch akustische Interferenzen im Nahbereich des Schallkopfes verursacht werden.

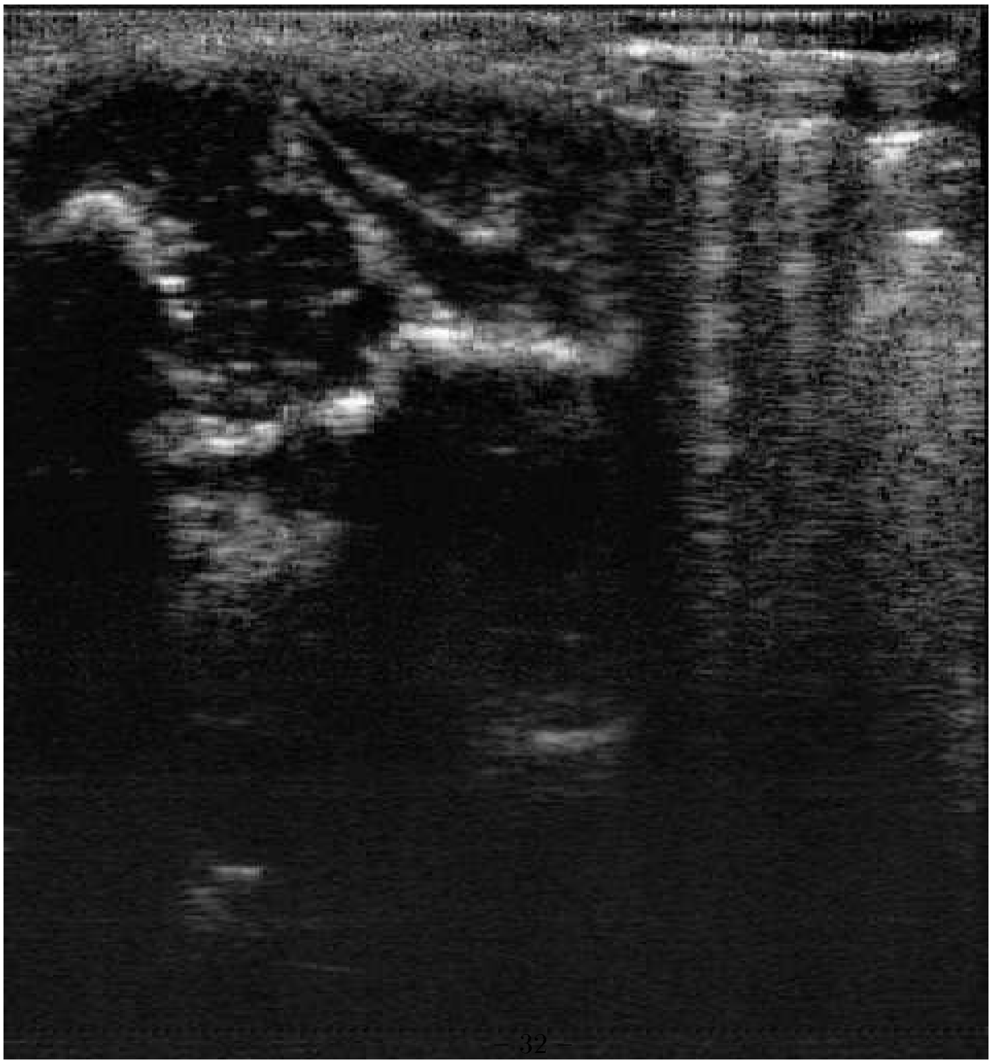


Abbildung 2.5 Beispiel eines realen Sonogramms

In dieser Abbildung werden die Formen für von einem Wandler abgestrahlte Impulse gezeigt. Es werden gebräuchliche Varianten mit ein bis drei Schwingungen pro Impuls dargestellt.

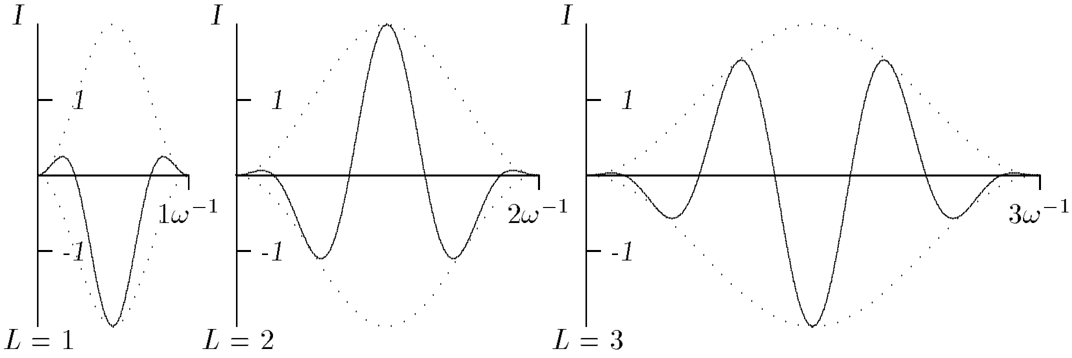


Abbildung 2.6 Wandlerimpuls

2.5 Modell eines Wandlerimpulses

2.5.1 Beschreibung

Im Simulationsprozeß werden als Initialisierung MI erzeugt, die den Impuls eines Wandlers oder einer Gruppe von nebeneinander angeordneten Wandlern (Wandlergruppe) repräsentieren. In der Literatur wird zur Form dieses Impulses nur wenig ausgesagt (vgl. dazu bei Hassler (1988), S. 202, und Ferrari und Jones (1985)). Immer wird jedoch von einer gedämpften sinusförmigen Schwingung mit der gewählten Mittenfrequenz ausgegangen.
Da wir mit finiten Elementen arbeiten, betrachten wir nur das Zentrum der Oberfläche eines Elementes und eine von dort abgestrahlte Kugelwelle. Durch Verfeinerung des Modellmaßstabes kann der dadurch entstehende Fehler minimiert werden. Mehrere Ebenenelemente modellieren dann die Fläche eines Wandlers.

Definition 2.7 Die Form der von einem Wandler abgestrahlten Impulswelle wird beschrieben mit:

$$I(t) = p_0 \cos(\omega t + \omega_0)[\cos(\alpha t + \alpha_0) + 1] \tag{2.33}$$

(vgl. Abb. 2.6). ■

Die Parameter dieser Beschreibung werden im folgenden bestimmt. Der Parameter α bestimmt die Länge der Hüllkurve des Impulses. Innerhalb dieser Hüllkurve liegt die geforderte Anzahl L von Schwingungsperioden des Signals, das heißt, die L Signalperioden müssen in einer Zeit α^{-1} abgestrahlt werden.

$$\alpha = \frac{\omega}{L} \tag{2.34}$$

α_0 wird so definiert, daß die Hüllkurve bei $t = 0$ ebenfalls 0 ist. Damit muß $\alpha_0 = -\pi$ gelten.
Wir definieren den Parameter ω_0 mit $\omega_0 = 0$.
In einem Modellimpuls wird ein Integral eines Abschnitts des Impulses repräsentiert:

$$I(t)\Big|_{t_1}^{t_2} = p_0 \int_{t_1}^{t_2} \cos(\omega t + \omega_0)[\cos(\alpha t + \alpha_0) + 1]\, dt \tag{2.35}$$

Es gilt

$$\int \cos(ax+b)\cos(cx+d)\,dx =$$
$$= \begin{cases} \dfrac{\sin[(a-c)x+(b-d)]}{2(a-c)} + \dfrac{\sin[(a+c)x+(b+d)]}{2(a+c)} & \text{für } [a \neq c] \\ \dfrac{x}{2}\cos[(b-d)] + \dfrac{\sin[(a+c)x+(b+d)]}{2(a+c)} & \text{für } [a = c] \end{cases} \tag{2.36}$$

(vgl. Gradshtein und Ryzhik (1963), 2.532/3 und 2.532/6)

Damit ist eine Lösung:

$$I(t)\Big|_{t_1}^{t_2} = \begin{cases} p_0 \left(-\dfrac{\sin[\omega t(1-\frac{1}{L})]}{2\omega(1-\frac{1}{L})} - \dfrac{\sin[\omega t(1+\frac{1}{L})]}{2\omega(1+\frac{1}{L})} + \dfrac{\sin[\omega t]}{\omega} \right)\Bigg|_{t_1}^{t_2} & \text{für } [L \neq 1] \\ p_0 \left(-\dfrac{t}{2} - \dfrac{\sin[2\omega t]}{4\omega} + \dfrac{\sin[\omega t]}{\omega} \right)\Bigg|_{t_1}^{t_2} & \text{für } [L = 1] \end{cases} \tag{2.37}$$

Es treten drei Schwingungen mit jeweils einer speziellen Frequenz auf:

- $\omega_1 = \omega(1 - \frac{1}{L})$,
- $\omega_2 = \omega(1 + \frac{1}{L})$ und
- ω,

womit sich die Lösung vereinfacht darstellen läßt:

$$I(t)\Big|_{t_1}^{t_2} = \begin{cases} p_0 \left(-\dfrac{\sin(\omega_1 t)}{2\omega_1} - \dfrac{\sin(\omega_2 t)}{2\omega_2} + \dfrac{\sin(\omega t)}{\omega} \right)\Bigg|_{t_1}^{t_2} & \text{für } [L \neq 1] \\ p_0 \left(-\dfrac{t}{2} - \dfrac{\sin(2\omega t)}{4\omega} + \dfrac{\sin(\omega t)}{\omega} \right)\Bigg|_{t_1}^{t_2} & \text{für } [L = 1] \end{cases} \tag{2.38}$$

2.5.2 Normierung

Für die Normierung des so bestimmten MI ist die Bestimmung des Betragsintegrals A der Impulsfunktion nötig. Diesem Betragsintegral entspricht die durch den Impuls in das Gewebe übertragene Energie.
Wir betrachten die beiden Fälle der Lösung 2.37 getrennt. Für den Fall $L > 1$ ist der Ansatz:

$$A = p_0 \left| -\frac{\sin[\omega t(1-\frac{1}{L})]}{2\omega(1-\frac{1}{L})} - \frac{\sin[\omega t(1+\frac{1}{L})]}{2\omega(1+\frac{1}{L})} + \frac{\sin[\omega t]}{\omega} \right| \Bigg|_{t_1}^{t_2} \tag{2.39}$$

$$\begin{aligned} t_1 &= 0 \\ t_2 &= 1/\alpha = L/\omega \end{aligned}$$

Wir führen die Variable $z = \omega t$ ein und schreiben:

$$f(z) = -\frac{\sin[z(1-\frac{1}{L})]}{2(1-\frac{1}{L})} - \frac{\sin[z(1+\frac{1}{L})]}{2(1+\frac{1}{L})} + \sin z \tag{2.40}$$

$$\frac{\omega A}{p_0} = |f(z)|\Big|_{z_1}^{z_2} \tag{2.41}$$

wobei $z_1 = 0$ und $z_2 = 2\pi L$ ist.
Für die Betragsbildung ist die Funktion f in ihre positiven und negativen Anteile zu zerlegen. Dabei kann man 4 Bereiche unterscheiden:

$$\frac{\omega A}{p_0} = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 \tag{2.42}$$

$$A_1 = f(z)\Big|_0^{\pi/2} \tag{2.43}$$

positiver Anfangsbereich vor der ersten Nullstelle

$$A_2 = f(z)\Big|_{2\pi i-\pi/2}^{2\pi i+\pi/2} \quad ;(i = 1,..,(L-1)) \tag{2.44}$$

positiver Bereich zwischen zwei Nullstellen

$$A_3 = -f(z)\Big|_{2\pi i-3\pi/2}^{2\pi i-\pi/2}$$

$$= f(z)\Big|_{2\pi i-\pi/2}^{2\pi i-3\pi/2} \quad ;(i = 1,..,L) \tag{2.45}$$

negativer Bereich zwischen zwei Nullstellen

$$A_4 = f(z)\Big|_{2\pi L-\pi/2}^{2\pi L} \tag{2.46}$$

positiver Endbereich nach der letzten Nullstelle

Die Nullstellen und Bereichsgrenzen liegen (bis auf die erste und letzte) alle bei $2\pi n \pm \pi/2$. Damit können für diese Fälle einige Vereinfachungen getroffen werden. Es gilt

$$\begin{aligned}
\sin(2\pi n + \pi/2 - a) &= \sin(2\pi n + \pi/2 + a) \\
\sin(2\pi n - \pi/2 - a) &= \sin(2\pi n - \pi/2 + a) \\
\sin(2\pi n - a) &= -\sin(2\pi n + a)
\end{aligned}$$

Damit gilt auch:
Für $z = 2\pi n \pm \pi/2$:

$$f(z) = -\sin[(1-\frac{1}{L})z]\frac{L^2}{L^2-1} + \sin z \tag{2.47}$$

Für $z = 2\pi n$:

$$f(z) = -\sin[(1-\frac{1}{L})z]\frac{L}{L^2-1} \tag{2.48}$$

Wir bilden im nächsten Schritt jeweils die Summen der oberen und unteren Bereichsgrenzen. Dabei muß beachtet werden, daß es sich bei den Bereichen A_2 und A_3 um eine Menge von Bereichen handelt, die deshalb auf Summen abgebildet werden.

Da $2\pi n + \pi/2 = 2\pi(n+1) - 3\pi/2$ fallen die oberen Grenzen der Bereiche A_1, A_2 und A_3 zusammen. Die Summe der oberen Grenzen läßt sich also schreiben wie:

$$\begin{aligned}
G_o &= 2\sum_{i=0}^{L-1}(-\sin[(1-\frac{1}{L})(2\pi i+\frac{\pi}{2})]\frac{L^2}{L^2-1}+\sin[2\pi i+\frac{\pi}{2}]) \\
&\quad -\sin[(1-\frac{1}{L})(2\pi L)]\frac{L}{L^2-1} \\
&= -2\sum_{i=1}^{L}\sin[\frac{\pi}{2}(1-\frac{4i-3}{L})]\frac{L^2}{L^2-1}+2L \qquad (2.49)
\end{aligned}$$

Die unteren Grenzen der Bereiche A_2, A_3 und A_4 fallen ebenfalls zusammen. Die Summe der unteren Grennzen läßt sich wie folgt schreiben:

$$\begin{aligned}
G_u &= 2\sum_{i=1}^{L}(-\sin[(1-\frac{1}{L})(2\pi i-\frac{\pi}{2})]\frac{L^2}{L^2-1}+\sin[2\pi i-\frac{\pi}{2}]) \\
&\quad -\sin[(1-\frac{1}{L})0]\frac{L}{L^2-1} \\
&= -2\sum_{i=1}^{L}\sin[\frac{\pi}{2}(-1-\frac{4i-1}{L})]\frac{L^2}{L^2-1}-2L \qquad (2.50)
\end{aligned}$$

Das Gesamt-Integral ist demnach:

$$\begin{aligned}
\frac{\omega A}{p_0} &= G_o - G_u \\
&= 4L - 2\frac{L^2}{L^2-1}\sum_{i=1}^{L}(\sin[\frac{\pi}{2}(1-\frac{4i-3}{L})]\sin[\frac{\pi}{2}(-1-\frac{4i-1}{L})]) \\
&= 4L - 2\frac{L^2}{L^2-1}\sum_{i=1}^{L}(\cos(\frac{\pi(4i-3)}{2L})+\cos(\frac{\pi(4i-1)}{2L})) \\
&= 4L - 2\frac{L^2}{L^2-1}\sum_{i=1}^{2L}\cos(\pi\frac{2i-1}{2L}) \qquad (2.51)
\end{aligned}$$

Es gilt:

$$\begin{aligned}
\cos(\pi\frac{2i-1}{2L}) &= -\cos(\pi\frac{2(i+L)-1}{2L}) \\
\cos(\pi\frac{2i-1}{2L}) &= -\cos(\pi+\pi\frac{2i-1}{2L})
\end{aligned}$$

womit die Summe in der Lösung (2.51) in zwei Teilsummen zerfällt

$$\sum_{i=1}^{2L}\cos(\pi\frac{2i-1}{2L}) = \sum_{i=1}^{L}\cos(\pi\frac{2i-1}{2L}) + \sum_{i=L+1}^{2L}\cos(\pi\frac{2i-1}{2L}) = 0$$

die sich gegenseitig aufheben. Die Lösung für $L > 1$ ist damit:

$$\frac{\omega A}{p_0} = 4L \qquad (2.52)$$

Für den Fall $L = 1$ können wir die Bereichsgrenzen (2.43)…(2.46) sofort in die Lösung (2.37) einsetzen und erhalten unmittelbar:

$$\begin{aligned}
\frac{\omega A}{p_0} &= -\frac{z}{2\omega} - \frac{\sin(2z)}{4} + \sin(z)\Big|_0^{2\pi} \\
&= 4 \qquad (2.53)
\end{aligned}$$

3 Simulator

In diesem Kapitel wird auf eine allgemeinere Beschreibung des Simulators, der für die Evaluierung benutzt wurde, eingegangen.

3.1 Plattform

3.1.1 Hardware

Es wurde die verfügbare Hardware benutzt. Die Simulationen wurden auf einer Sparc20 berechnet.

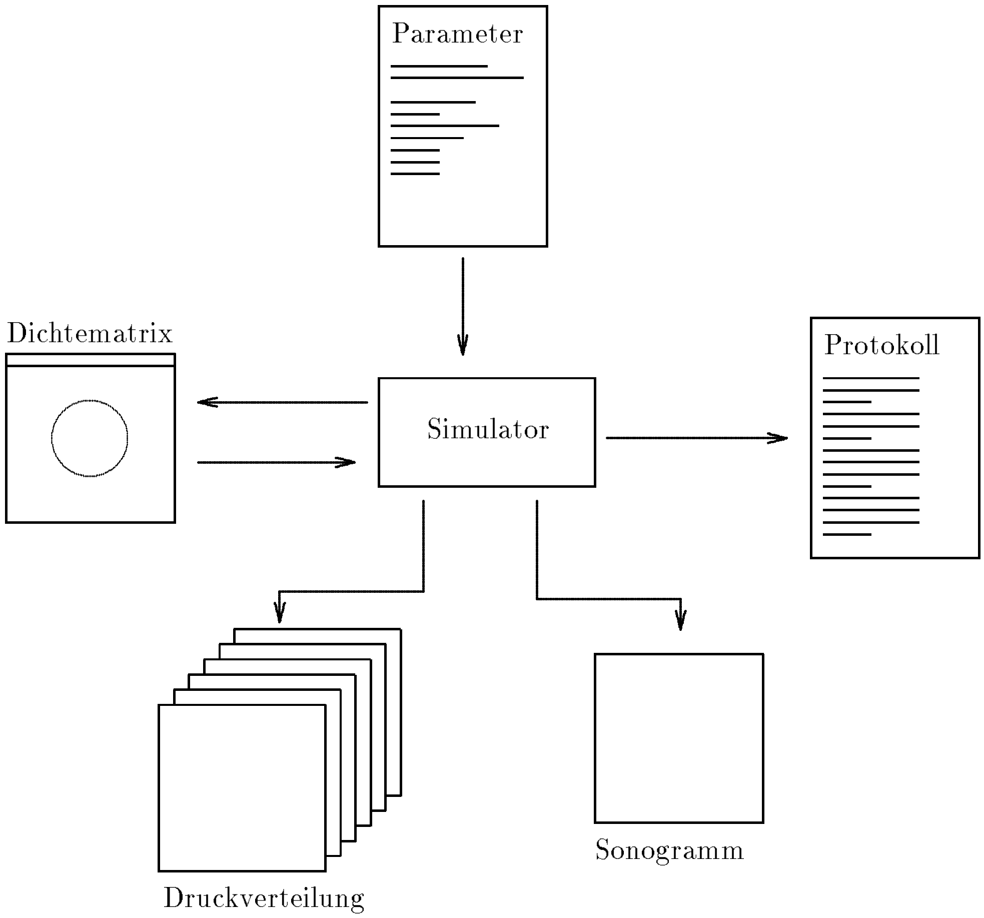
3.1.2 Software

Das Betriebsystem ist Solaris.

3.1.3 Environment

Standard-Programme wie `vi`, `xv`, `xfig`.
Zur Erstellung des Programms wurden `gnumake` mit dem GNU-C^{++}-Compiler und der Standard-C^{++}-Compiler genutzt.
Die Dokumentation erfolgt in LaTeX.

3.2 Datenfluß



Da die Laufzeit der Simulation (Tage bis Wochen) eine interaktive Einflußnahme absurd macht und ein Simulationslauf auch nur mit konstanten Parametern geschieht, gibt es keine interaktive Oberfläche des Simulators, sondern nur eine Parameterdatei, die dem Simulator mitgegeben wird, und ein Protokoll, das auf das Terminal ausgegeben wird. Als Ergebnisse der Simulation entstehen Druckverteilungen und ein Sonogramm.

3.3 Software-Struktur

Für die Implementierung des Simulators wurde ein objektorientierter Ansatz gewählt. Dieser Ansatz bot sich durch die Menge der gleichzeitig zu verwaltenden, strukturell gleichen Datenstrukturen an, die mit ihren Methoden jeweils nur auf ihre eigenen Datenelemente zugreifen. Es wurde somit fast überall vermieden, aufwendige Zeiger- oder Feldstrukturen zu verwenden.
Spezifische Fähigkeiten des Ansatzes, wie die Vererbung, wurden jedoch nicht benutzt.
Die Software gliedert sich im wesentlichen in die folgenden Strukturen (jeweils mit den zugeordneten Modulen):

Simulator Hier werden Initialisierung, Ablauf und Dokumentation der Simulation gesteuert.

- `simulation.cc`
- `parameter.cc`
- `gewebe.cc`

Ereignis-Stack In diesem Stack werden die erzeugten und noch nicht verarbeiteten MI gespeichert.

- `stack.cc`

Modell-Elemente Mit diesen Strukturen werden die Datenstrukturen, die die Elemente des diskreten Modells repräsentieren, implementiert.

- `strukturen.cc`

Tracing-Tools Mit diesen Strukturen werden die Ergebnisse der Simulation dokumentiert.

- `energie.cc`
- `sonogram.cc`

Grundlagen Hier sind grundlegende physikalische Gleichungen und Berechnungsvorschriften implementiert.

- `physik.cc`

Hilfsprogramme Es sind eine Reihe von Programmen entstanden, die die Darstellung der Ergebnisse teilweise erheblich anschaulicher machen. Außerdem sind zur Unterstützung der Dokumentation (die Sie gerade in den Händen halten) Generatoren für die Grafiken und Software-Module (Dokumentationsform) entstanden.

- alle `doc<n>.cc` Module
- `e2bmode.cc`
- `filter`
- `rotate.cc`

Testmodule Um die Module einzeln testen zu können, sind Testumgebungen entworfen worden. Die ausführbaren Programme dieser Umgebungen basieren jeweils auf speziellen Test-Modulen.

- alle `test_<modul>.cc` Module

3.3.1 Simulator

Im Simulator wird der Stack mit den MI der von den Wandlern erzeugten Schallimpulse initialisiert. Danach werden die folgenden Schritte in einer Schleife abgearbeitet:

- Einen MI aus den Stack holen.
- Den MI protokollieren (in Druckverteilung und Sonogramm).
- Versuchen, aus diesem MI weitere MI abzuleiten.
- Die abgeleiteten MI auf den Stack legen.
- Den MI eliminieren.

Das wird solange gemacht, bis entweder die Simulationszeit überschritten wird oder keine MI mehr auf dem Stack sind. MI, die nicht mehr in der durch die Dichtematrix beschriebenen Ebene liegen, und solche, die unter einer parametrierbaren Größenschranke fallen, werden gar nicht erst auf den Stack gelegt, sondern gleich eliminiert. Durch den Sortier-Algorithmus des Stack erfolgt die Simulation streng zeitlich geordnet.

3.3.2 Parameter

In der Parameterdatei sind Variablen enthalten und mit Werten belegt, die den zu simulierenden Prozeß beschreiben. Im einzelnen sind das:

`Modell_Breite`

Breite der Ebenenelemente im Modell. Im Zusammenhang mit den Ausführungen im vorhergehenden Kapitel wird hier die Variable l in der Form $2l$ angeben. Die Angabe erfolgt in positiven ganzen Zahlen in μm.
Beispiel:
`Modell_Breite = 500`

`Wandler_Breite`

Breite der modellierten Schallwandler. Die Angabe erfolgt in positiven ganzen Zahlen und bezeichnet die Anzahl der Ebenenelemente in der Oberfläche eines Wandlers.
Beispiel:
`Wandler_Breite = 3`

`Mittenfrequenz`

Mittenfrequenz des induzierten Schallimpulses. Es wird die Schwingungszahl der Grundfrequenz des von den Wandlern abgestrahlten Ultraschallimpulses angegeben. Die Angabe erfolgt mit einer positiven Dezimalzahl (nur mit Kommastellen, ohne Exponent) in MHz.
Beispiel:
`Mittenfrequenz = 1.5`

`Intervallaenge`

Anzahl Teilungen pro Periode des von einem Wandler induzierten Schallimpulses. Der Schallimpuls wird in diskrete gleichlange Intervalle aufgeteilt. Die Angabe bestimmt die Anzahl der Teilungsintervalle für eine vollständige Periode der Grundfrequenz, also für eine Zeit ω^{-1}. Die Gesamtzahl der erzeugten Intervalle (von denen jedes durch einen MI repräsentiert wird) ergibt sich aus dieser Angabe und der Angabe über die Anzahl der zu sendenden Perioden.
Beispiel:
`Intervallaenge = 4`

`Zeilendichte`

Gruppenfortschaltung mit einfacher oder doppelter Zeilendichte. Bei dem Betreiben von Wandlergruppen bieten moderne Geräte die Möglichkeit, Schallimpulse zu erzeugen, deren Achse zwischen zwei Wandlern liegt. Zusammen

mit den „normalen" Schallimpulsen direkt auf einem Wandler kann so die Zeilendichte verdoppelt werden, wobei Zeilendichte mißverständlich ist, da hier eigentlich die Zahl der Meßreihen verdoppelt wird und sich das in den Ultraschallbildern in der üblichen Darstellung in einer Verdoppelung (bzw. einer Verdichtung) der Spalten darstellt. Letztlich ist es das aber ein reines Bezeichnungsproblem. Die Angabe erfolgt als Wort, indem entweder das Wort `einfach` oder das Wort `doppelt` angeben wird.
Beispiel:
`Zeilendichte = einfach`

`Sendefokustiefe`

Fokustiefe in μm. Beim Senden des Impulses kann mit einer Wandlergruppe die Druckverteilung im Gewebe beeinflußt werden. In einem bestimmten Abstand von der Wandlergruppe kann das Strahlungsbündel besonders verdichtet (eingeengt) werden. Da dadurch in diesem Bereich auch besonders kleine Strukturen noch separiert werden können, spricht man von einem Fokus und von einer Fokustiefe des Impulses. Die Angabe erfolgt in positiven ganzen Zahlen in μm.
Beispiel:
`Sendefokustiefe = 1000`

`Sendeperioden`

Anzahl der Perioden der Grundfrequenz in einem Schallimpuls. In einem von einem Wandler abgestrahlten Impuls liegen unter einer Hüllkurve mehrere Signalperioden (s. Abschnitt 2.5). Mit dieser Angabe wird die Variable L bestimmt. Die Angabe erfogt in positiven ganzen Zahlen.
Beispiel:
`Sendeperioden = 3`

`Wandlergruppe`

Maximale Anzahl von Einzelwandlern innerhalb einer Wandlergruppe. Beim Senden und Empfangen von Impulsen können mehrere Wandler zu einer Gruppe zusammengefaßt werden. Damit kann eine Fokussierung erreicht werden. Die Angabe erfolgt in positiven ganzen Zahlen.
Beispiel:
`Wandlergruppe = 12`

`Empfangsfokustiefe`

Tiefe des Empfangsfokus. Bei der Aufzeichnung der am Wandler eintreffenden Signale, können Signale, die symetrisch an der Wandlergruppe eintreffen, verstärkt werden. Das dazu genutzte Modell wurde in Abschnitt 2.4.3 bereits erklärt. Die Angabe erfolgt in positiven ganzen Zahlen in μm.
Beispiel:
`Empfangsfokustiefe = 25000`

`Simulationszeit`

Aufzeichnungsdauer/Simulationslaufzeit pro Spalte. Die Simulation wird für jede Meßreihe separat durchgeführt. Nach der angegebenen Simulationszeit

wird die Simulation abgebrochen. Die Angabe erfolgt in positiven ganzen Zahlen in μs.
Beispiel:
`Simulationszeit = 50000`

`Groessenschranke`

MI mit einem Größenattribut kleiner als diese Schranke werden aus der Simulation entfernt. Damit kann die Simulation vereinfacht werden. Der Parameter ist vorsichtig einzusetzen, da sonst die Simulation zu grob wird.
Beispiel:
`Groessenschranke = 1.0e-9`

`Gewebeklassen`

Liste der Gewebeklassen. Hier werden die in der Simulation benutzten Gewebeklassen angeführt. Die Gewebeklassen stehen in einer durch Kommas getrennten Liste. Jede Gewebeklasse hat vier Parameter:

- einen Namen
- mittlere Impedanz
- Streufaktor
- Dämpfungskoeffizient

Diese Parameter werden in einer Struktur

`name(impedanz,streuung,dämpfung)`

notiert. Der Name ist ein beliebiges Wort (ohne Leerstellen). Die akustischen Parameter werden als Floating Point Zahl (z.B. `1.2e+23`) angegeben. Die Impedanz wird in 10^3kg/m^{2}s, die Streuung in einem Faktor $0 \leq f < 1$ und die Dämpfung in dB/m angegeben.
Beispiel:

```
Gewebeklassen =
     Wandler  (1000,0.00,1.e6),
     Haut     (1690,0.00,2.e-2),
     Blut     (1590,0.20,0.15e-2),
     Lunge    ( 360,0.10,35.e-2)
```

`Dichtematrix`

Name der .pgm Datei, in der die Gewebeverteilung abgelegt werden soll.

`Sonogramm`

Name der .pgm Datei, in der das Sonogramm abgelegt werden soll.

`Energiematrix`

Name der Datei, in der die Druckverteilung abgelegt werden soll. Es können auch mehrere Dateinamen angegeben werden. Hinter jedem Dateinamen müssen in einer Klammer ein Paar von Zeiten (Die Zeit des Beginns der Aufzeichnung und die Zeit des Endes der Aufzeichnung) und ein Schlüssel für die zu beobachtenden Grenzen jedes Elementes angegeben werden.

Der Schlüssel ist eine Summe der Werte 1, 2, 4 und 8 die wie folgt die Grenzen kodieren:

1 Grenze in negativer X-Richtung

2 Grenze in negativer Y-Richtung

4 Grenze in positiver X-Richtung

8 Grenze in positiver Y-Richtung

Der Schlüsselwert 15 kodiert demnach die Beobachtung aller vier Grenzen eines jeden Elementes.

Die angelegten Dateien können mit Hilfe des Programms `e2bmode`, das als Filter arbeitet, in ein betrachtbares PGM–Bild umgewandelt werden.
Beispiel:
`Energiematrix = alles(0,100000,15), teilweise(30000,40000,1)`

`Wandler`

Für eine vollständige Simulation eines Sonogrammes müssen die Impulse mehrerer Wandler simuliert werden. Die Wandler werden von 0 an fortlaufend durchnumeriert. Mit dieser Angabe werden die Wandler bestimmt, für die eine Simulation durchgeführt werden soll. Es werden der erste und der letzte Wandler angegeben. Falls nur für einen Wandler simuliert werden soll, muß zweimal der gleiche Wandler eingesetzt werden.
Beispiel:
`Wandler = (3-12)`

`Gewebe_Breite`

Die Gesamtbreite des in der Simulation betrachteten Gewebeausschnittes. Die Angabe erfolgt in positiven ganzen Zahlen in mm.
Beispiel:
`Gewebe_Breite = 100`

`Gewebe_Hoehe`

Die Gesamthöhe des in der Simulation betrachteten Gewebeausschnittes. Die Angabe erfolgt in positiven ganzen Zahlen in mm.
Beispiel:
`Gewebe_Hoehe = 100`

`Gewebe_Beschreibung`

Beschreibung des untersuchten Gewebeschnittes. Für die Syntax der Beschreibung sei auf den nächsten Abschnitt verwiesen.

3.3.2.1 Gewebe_Beschreibung

In der Parameter-Datei folgt hinter dem Feld `Gewebe_Beschreibung` in geschweiften Klammern die Gewebebeschreibung. Wird dieses Feld gefunden, wird eine neue Dichtematrix angelegt. Sonst wird versucht, eine schon erzeugte Dichtematrix zu öffnen.
Im folgenden wird der Syntax dieser Beschreibung angegeben:

Beschreibung = {*Kommando*}.
Kommando = *Gewebe* | *Kreis* | *Linie*.
Gewebe = `tissue` *value*.
Kreis = `circle tissue` *value* `at` *x-value* , *y-value* `rad` *r-value* [*Ziehen*].
Linie = `line tissue` *value* `at` *x-value* , *y-value* {*Linienzug*} [*Ziehen*].
Linienzug = *Streckenziel* | *Streckenvektor*.
Streckenziel = `to` *x-value* , *y-value*.
Streckenvektor = `for` *x-value* , *y-value*.
Ziehen = `draw` {*Linienzug*}.

Wobei „{*Sequenz*}“ die beliebige Wiederholung der *Sequenz*, „[*Sequenz*]“ die optionale Angabe der *Sequenz* und „*Sequenz1* | *Sequenz2*“ die alternative Angabe entweder der *Sequenz1* oder der *Sequenz2* bedeutet. Die in `Schreibmaschinenschrift` gesetzten Wörter und die Kommata sind feste Bestandteile der Beschreibung. Der abschließende Punkt jeder Sequenzdefinition ist *nicht* Teil der Beschreibung.
Funktionsbeschreibung:
Es werden jeweils die intendierten geometrischen Figuren mit dem angegebenen Gewebeindex gezeichnet.

`tissue`	Der *gesamte* Gewebeausschnitt wird mit dem Gewebeindex gefüllt.
`circle`	Eine Scheibe bzw. ausgefüllter Kreis.
`line`	Ein Balken bzw. Linie.

Die Linie ist zwei Modelleinheiten stark. Durch Angabe eines *Ziehen*-Teils, wird die Figur auf dem angebenen Weg entlanggeschoben, wobei die überstrichene Fläche den Gewebeindex der Figur annimmt.
Die Positions- und Distanzangaben verstehen sich in Millimetern.
Beispiel:

```
Gewebe_Beschreibung = {
        tissue 5
        line tissue 1 at 0,0 to 50,0
        circle tissue 6 at 25,25 rad 10
}
```

Eine Angabe wie `line tissue 1 at 0,0 to 50,0` (die die ersten beiden Zeilen der Gewebematrix mit dem Index 1 belegt) kann dazu genutzt werden, die Elemente der Wandler zu initialisieren, wobei unterstellt wird, daß die Gewebeklasse „Wandler“ die erste in der Liste der Gewebeklassen ist.
Die Wandlerimpulse werden an der Grenze der zweiten zur dritten Elementzeile generiert.

3.3.3 Ereignis-Stack

Der Ereignis-Stack ist ein klassischer Stack, mit Eingabe-, Ausgabe- und Reset-Funktion.
Bei der Eingabe werden die Elemente nach der Modellzeit geordnet. Das wird dadurch erleichtert, daß nur jeweils in sich schon geordnete Listen von Elementen eingegeben werden. Die Listen sind durch ihre Entstehung ebenfalls zeitlich geordnet (nach der Modellzeit des ersten Elementes). Die Suche nach der passenden Stelle im Stack kann deshalb abgeschätzt werden und liegt nie unter dem Suchanfang der vorangegangenen Liste.
Der Stack ist als Klassenstruktur `STACK_c` realisiert.

3.3.4 Modell-Elemente

Es werden die folgenden Modellklassen verwaltet:

`VEKTOR_c` Eine Klasse zur leichteren Verwaltung von Koordinaten mit Methoden zur schnellen Addition und Multiplikation und zur Ermittlung von Neigungswinkeln.

`ELEMENT_c` Eine Kapsel für die Ebenenelemente. Die Objekte dieser Klasse sind immer physischer Teil eines Objektes der Klasse `DICHTEMATRIX_c` und werden nur als Zeiger referenziert. Für jedes Element sind Lage, Impedanz, Streuung und Dämpfung notiert.

`DICHTEMATRIX_c` Eine Kapsel für die Dichtematrix, die eine Matrix (Liste) von Objekten der Klasse `ELEMENT_c` ist. Die Daten werden aus einer parametrierbaren Datei und der Liste der Gewebeklassen gewonnen.

`MI_c` Eine Kapsel für einen Modellimpuls (MI). Diese Klasse besitzt eine Methode, mit der sich die Objekte der Klasse selbst erzeugen können. Die Objekte werden meist als Listen verwaltet, weshalb sie auch gleich einen Listenfolgezeiger besitzen. Als Attribute (Datenelemente) besitzt diese Klasse:

- `a` Ein Objekt `ELEMENT_c`.
- `b` Ein zweites Objekt `ELEMENT_c`. Die Grenze, auf der der MI gilt, liegt zwischen `a` und `b`.
- `zeit` Die Modellzeit, in der das Gültigkeitsintervall des MI anfängt.
- `quelle` Einen Vektor für die virtuelle Strahlungsquelle.
- `groesse` Ein Größenattribut.
- `next` Einen Listenfolgezeiger.

3.3.5 Tracing-Tools

Es werden zwei Ausgabe erzeugt:

- jeweils ein Satz Druckverteilungen pro Wandler und
- ein Sonogramm.

Die Ausgaben werden als PGM-Dateien abgelegt.
Für jeden Wandler werden die **Druckverteilungen** protokolliert, die in der Parameterdatei in der Variablen `Energiematrix` definiert sind. Es werden jedoch keine direkt betrachtbaren Bilder erzeugt, sondern die gemessenen Druckamplituden in jedem Element in jeweils zwei Byte abgelegt. Bei der in C^{++} benutzten IEEE-Notation für Floating-Point-Variablen sind das der Exponent und ein gerundeter Teil der Mantisse. Mit dem Hilfsprogramm `e2bmode` kann diese Datei in ein betrachtbares Bild konvertiert werden, wobei die gemessenen Werte auf ein Intervall von $0 \ldots 255$ abgebildet werden.
Die Druckverteilung ist eine Möglichkeit, die Verteilung des Impulses im Gewebe darzustellen, die es in der Praxis nicht gibt, da eine so flächige Meßanordnung nur schwer realisierbar ist.

Das **Sonogramm** ist ein betrachtbares Bild. Um einen einfachen Vergleich mit der Dichtematrix zu ermöglichen, werden die Zeitmeßreihen mit einer festen Schallgeschwindigkeit auf eine Ort-Meßreihe abgebildet und diese Ort-Meßreihe mit der selben Auflösung wie die Dichtematrix dargestellt.

3.3.6 Grundlagen

Hier werden die benötigten Formeln implementiert und als Funktionen bereitgestellt.

3.3.7 Hilfsprogramme

Die Hilfsprogramme bearbeiten die als Ergebnis der Simulation entstehenden PGM-Dateien. Sie arbeiten alle als Filter. Der Aufruf erfolgt also entweder mit
`hilfsprogramm < datei | weitere-auswertung`
oder mit
`auswertung | hilfsprogramm | weitere-auswertung`
Es sind die folgen Hilfsprogramme verfügbar:

`e2bmode` Wandelt eine Druckverteilung (Rohdaten) in ein betrachtbares Bild um. In den betrachtbaren Bildern wird der Wert für jedes Element mit einem Byte kodiert, in den Rohdaten mit zwei. Das bewirkt, daß die betrachtbaren Bilder nur die Hälfte der Spalten der Rohdaten haben. Es ist natürlich möglich, sich auch die Rohdaten (die ja ein normales PGM-Bild sind) anzusehen, nur ist die Interpretierung dieses Bildes nicht sinnvoll.

`rotate` Kippt ein PGM-Bild um 90 Grad nach links. Die Bildgröße bleibt erhalten. Das ist wichtig für die Anwendung des Programms `filter -aPGM` oder `filter -aTeX`, das ja Zeilen interpretiert. In einem Sonogramm ist aber jede Zeitmeßreihe als *Spalte* dargestellt. Indem das Bild gekippt wird, ist jede Zeitmeßreihe jeweils in einer Zeile abgelegt.

`filter` ist ein universelles Werkzeug, das die von mir benötigten Konvertierungen von PGM–Dateien erledigt. Welche Konvertierung das konkret ist, wird als Parameter angegeben:

- `-aPGM` Wandelt ein Sonogramm (B-Bild) in eine Sequenz von Zeit-Druck-Kurven (A-Bilder) um. Die *Zeilen* der eingegeben PGM-Datei werden in Kurven transformiert. Die Kurven werden mit einem festen Versatz hintereinander gelegt (wobei die vordere Kurve jeweils alle Linien verdeckt, die sich hinter ihrer Fläche befinden). Das Ergebnis ist ebenfalls ein PGM-Bild. Die Größe des entstehenden Bildes hängt vom Grauwertumfang und der Größe des eingegebenen Bildes ab. Ein Bild mit max. g Grauwerten, z Zeilen und s Spalten wird in ein Bild mit $(2 \cdot z + g)$ Zeilen und $(2 \cdot (z + s))$ Spalten umgewandelt.
- `-aTeX` Genauso wie `aPGM`, nur daß die Ausgabe hier ein PICTEX– Include ist, das in LATEX–Dokumente eingebunden werden kann.
- `-cut` Schneidet einen Bereich eines Bildes aus. Der Bereich wird mit dem Parameter angegeben:
  `-cut`:<*spalte_1*>:<*zeile_1*>:<*spaltenzahl*>:<*zeilenzahl*>
  Das Ergebnis ist wieder ein PGM-Bild.

-ps Wandelt ein PGM-Bild in ein EPS-Dokument, das mit dem `epsf.sty`-Packet in ein LaTeX-Dokument eingebunden werden kann.

Die Hilfsprogramme für die Dokumentation erzeugen spezielle LaTeX-Dateien, die dann in die Hauptdokumentation eingebunden werden. Die Aktualisierung der Grafiken kann so über das `makefile`, das zur Erzeugung der Programme existiert, mit erledigt werden. Das ist vor allem günstig für Kurvenzüge, deren konkrete Stützpunkte recht uninteressant sind, bei denen aber die beschreibende Gleichung bekannt ist.

3.4 Protokoll

Hier ein Beispiel für ein Protokoll:

```
Dichtematrix mit 25 Zeilen und 25 Spalten.
Sonogramm Breite: 25; Tiefe: 201(25)
Start der Simulation
Simulation vom 30.Januar 1996 wird gestartet.
Save sonogramm.
 0:00:01, Zeit   1445, T   0/25,       4/      12 Elem., Stack      10 Elem.
 0:00:01, Zeit   2835, T   1/25,      16/      37 Elem., Stack      20 Elem.
 0:00:01, Zeit   4249, T   2/25,      28/      55 Elem., Stack      30 Elem.
 0:00:01, Zeit   5613, T   3/25,      39/      74 Elem., Stack      41 Elem.
 0:00:01, Zeit   7003, T   4/25,      52/      91 Elem., Stack      51 Elem.
 .....
 0:02:49, Zeit  39383, T  28/25,    5205/    8067 Elem., Stack    4780 Elem.
 0:03:39, Zeit  40728, T  29/25,    5786/    8993 Elem., Stack    5320 Elem.
Save sonogramm.
 0:04:42, Zeit  42068, T  30/25,    6395/    9902 Elem., Stack    5876 Elem.
Save sonogramm.
 0:05:59, Zeit  43413, T  31/25,    7148/   11169 Elem., Stack    6490 Elem.
Save sonogramm.
 0:07:31, Zeit  44758, T  32/25,    7848/   12237 Elem., Stack    7161 Elem.
Save sonogramm.
 0:09:21, Zeit  46098, T  33/25,    8629/   13574 Elem., Stack    7749 Elem.
 0:11:31, Zeit  47443, T  34/25,    9429/   14963 Elem., Stack    8347 Elem.
 0:13:54, Zeit  48783, T  35/25,   10078/   16543 Elem., Stack    8481 Elem.
Ende der Simulation fuer Wandler 0.
```

Im Kopf werden neben dem Datum der Simulation die Abmaße der Ergebnisse ausgegeben. Das Sonogramm wird in diesem Beispiel für 25 Wandler und in 201 Zeitintervallen (die bei der Ausgabe auf 25 Zeilen abgebildet werden) aufgenommen.
In jeder Standard-Zeile des Protokolls wird die Laufzeit der Simulation, die Modellzeit, in μs angegeben.
Hinter dem Buchstaben `T` ist eine Schätzung der Weglänge angeben, die die MI, die jetzt am Wandler gemessen werden, zurückgelegt haben. Die Angabe erfolgt in Vielfachen der Breite der Ebenenelemente. Als Vergleich dazu steht jeweils die Anzahl der Zeilen in der Dichtematrix. Um die gesamte Tiefe der Dichtematrix auszuschöpfen, muß also eine Weglänge von der doppelten Anzahl der Zeilen erreicht werden.
Die nächste Angabe gibt die Anzahl der schon berechneten MI an. Als Vergleich dazu steht die Anzahl der wegen Größenunterschreitung oder Verlassen des Diskursbereiches ausgeschiedenen MI (die nicht berechnet werden).
Als letzte Angabe steht die Anzahl der MI, die auf dem Stack liegen.

Der Abschluß der Simulation für jeden Wandler wird notiert.
Wenn das Sonogramm zwischengesichert wird, wird das ebenfalls notiert.

4 Auswertung

4.1 Simulationsergebnisse

Bei der Auswertung mit Hilfe des Simulators wurde vor allem Wert auf die prinzipielle Realisierbarkeit des Modells gelegt.
Das Modell soll den Verlauf des Ultraschallimpulses im Gewebe simulieren und daraus ein – ebenfalls – simuliertes Sonogramm ableiten.
Den Verlauf des Schallimpulses kann man an der Druckverteilung während der Beschallung beobachten. Typisch für Ultraschallimpulse ist, bei geeigneter Wahl der Parameter, ihre Fokussierung. Dieser Effekt konnte mit dem Versuch in Abschnitt 4.1.1 realisiert werden.

Im Versuch in Abschnitt 4.1.2 wird ein komplettes Bild untersucht. Hier konnten schon einfache Artefakte, wie Beugungsartefakte und Mehrfachechos, simuliert werden. Zur Optimierung von Empfindlichkeitskurven und Abbildungsmaßstäben sind hier weitere Experimente möglich.

Da die Simulationen sehr lange laufen und für die Simulationen nur 7 Wochen Zeit zur Verfügung standen, konnte keine umfassenende Untersuchung und vergleichende Bewertung des Simulators und damit des Modells vorgenommen werden.

4.1.1 Fokusbildung

In diesem Versuch ist die Ausbildung des Fokus untersucht worden.
Der Fokus bildet sich durch die Überlappung von Wellen, die an unterschiedlichen Orten generiert werden. Es kommt zu einer klassischen Interferenzbildung.
Das Besondere an der Fokusbildung bei Ultraschallwandlern ist, daß sich durch die flächige Anordnung der Erzeugung der Teilwellen (die jeweils Kugelwellen sind) ein senkrecht zum Wandler orientierter Bereich der Verstärkung der Schallwellen entsteht. Dieser Bereich ist nicht gleichmäßig breit, sondern hat an einer bestimmten Stelle eine Verengung – den natürlichen Fokus. Dieser Prozeß ist von Burckhardt (1993) und von Lorenz, Volk, Zuna, Räth, Lorenz und van Kaick (1986) sehr anschaulich und gut dargestellt.
Neben diesem dominanten und für die Bildentstehung wesentlichen Bereich (der Hauptkeule) gibt es noch untergeordnete Bereiche der Verstärkung (Nebenkeulen), die von Wandler aus schräg orientiert sind.
In der Simulation ist darauf zu achten, daß es tatsächlich zu einer Überlappung der Teilwellen, also der Teilimpulse auf der Oberflächer eines Wandlers (einer Wandlergruppe), kommt. Die Länge des Impulses muß dazu deutlich über der Gesamtbreite des Wandlers liegen, und die Unterteilung des Impulses muß entsprechend fein gewählt werden. Die Länge s eines Impulses kann man einfach aus der Frequenz ω und der Periodenzahl L errechnen.

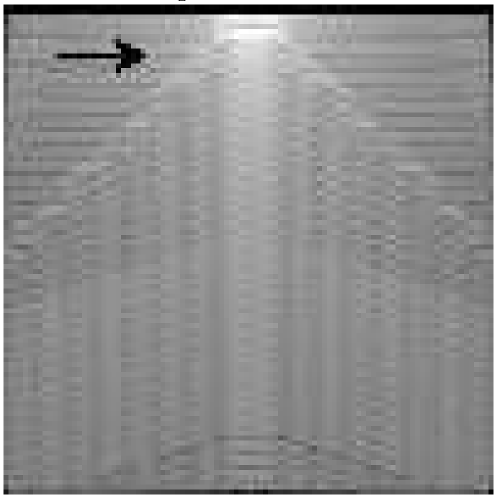
$$s = \frac{1}{\omega} c_0 L \tag{4.1}$$

Mit den folgenden Parametern wurde das realisiert:

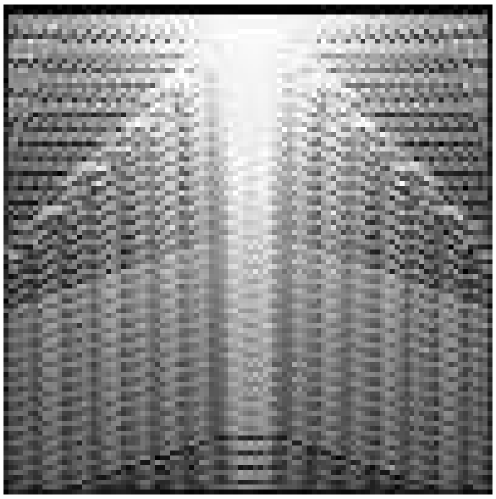
```
Modell_Breite = 500                     # mikrometer pro element
Wandler_Breite = 1                       # Modell Elemente pro wandler
Mittenfrequenz = 1.0                     # Mhz
Intervallaenge = 4                       # Teilungen pro Schwingung
Zeilendichte = einfach
Sendefokustiefe = 0                      # mikrometer
Sendefokusverteilung = 1                 # nicht mittengewichtet
Empfangsfokustiefe = 0                   # micro meter
Empfangsfokusverteilung = 1              # nicht mittengewichtet
Simulationszeit = 50000                  # nano sekunden
Gewebeklassen =
 Wandler(1000, 0.00, 1.e6),
 Haut   (1690, 0.00, 2.e-2),
 Blut   (1590, 0.00, 0.15e-2),
 Lunge  ( 360, 0.00, 35.e-2),
 Fett   (1375, 0.00, 0.53e-2),
 Muskel (1690, 0.00, 2.e-2),
 Knochen(5000, 0.00, 9.5e-2),
 Leber  (1675, 0.00, 1.1e2),
 Niere  (1620, 0.00, 1.05e-2),
 Milz   (1590, 0.00, 0.73e-2)
Dichtematrix = dichtematrix.pgm
Gewebe_Breite = 50.0                      # mm
Gewebe_Hoehe  = 50.0                      # mm
Sonogramm = ergebnis.pgm
Energiematrix = alles(0,100000,15)
Field_Mode = 1
Wandler = (50-50)
Wandlergruppe = 12
Groessenschranke = 1.e-14
Sendeperioden = 3
Gewebe_Beschreibung = {
        tissue 5
        line tissue 1 at 0,0 to 50,0
}
```

Da die Simulation sehr grob ist, ist der Druckabfall der Hauptkeule nicht sehr deutlich, weshalb die Druckverteilung im rechten Bild optisch nachbehandelt worden ist (die Grauwerttabelle wurde passend verzerrt).
Hier zeigt sich deutlicher die Ausbildung der Hauptkeule.
Direkt am Wandler bildet sich ein Bereich, in dem Verstärkungen und Schwächungen eng beieinander liegen. In diesem Bereich kann keine exakte Darstellung gewonnen werden, und dort eventuell auftretende Strukturen werden nicht korrekt aufgelöst.
Außerdem ist im linken Bild zwischen dem Nahbereich (FRESNEL-Zone) und dem Fernbereich (FRAUENHOFER-Zone) eine Einschnürung des Schallstrahls erkennbar (die mit einem Pfeil markiert ist) – der natürliche Fokus.

Druckverteilung



Darstellung des Simulators



Ergebnis nachbehandelt

Abbildung 4.1 Schalldruckverteilung

Es erübrigt sich fast zu erwähnen, daß kein Reflektor definiert worden war.

4.1.2 Einfache Reflexion ohne Fokussierung

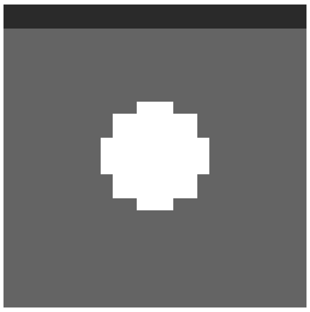
Im folgenden Versuch sind keine Streuer simuliert. Die Echos entstehen nur an Impedanzsprüngen. Es ist mit einer reinen Kugelwelle ohne Fokussierung simuliert worden.
Parameter:

```
Modell_Breite = 2000                    # mikrometer pro element
Wandler_Breite = 1                      # Modell Elemente pro wandler
Mittenfrequenz = 1.0                    # Mhz
Intervallaenge = 4                      # Teilungen pro Schwingung
Zeilendichte = einfach
Sendefokustiefe = 25000                 # mikrometer
Sendefokusverteilung = 1                # nicht mittengewichtet
Empfangsfokustiefe = 0                  # micro meter
Empfangsfokusverteilung = 1             # nicht mittengewichtet
Simulationszeit = 50000                 # nano sekunden
Gewebeklassen =
 Wandler(1000, 0.00, 1.e6),
 Haut   (1690, 0.00, 2.e-2),
 Blut   (1590, 0.00, 0.15e-2),
 Lunge  ( 360, 0.00, 35.e-2),
 Fett   (1375, 0.00, 0.53e-2),
 Muskel (1690, 0.00, 2.e-2),
 Knochen(5000, 0.00, 9.5e-2),
 Leber  (1675, 0.00, 1.1e2),
 Niere  (1620, 0.00, 1.05e-2),
 Milz   (1590, 0.00, 0.73e-2)
Dichtematrix = dichtematrix.pgm
Gewebe_Breite = 50.0                     # mm
Gewebe_Hoehe  = 50.0                     # mm
Sonogramm = ergebnis.pgm
Energiematrix = alles(0,100000,15)
Field_Mode = 1
Wandler = (0-24)
Wandlergruppe = 1
Groessenschranke = 1.e-9
Sendeperioden = 1
Gewebe_Beschreibung = {
        tissue 5
        line tissue 1 at 0,0 to 50,0
        circle tissue 6 at 25,25 rad 10
}
```

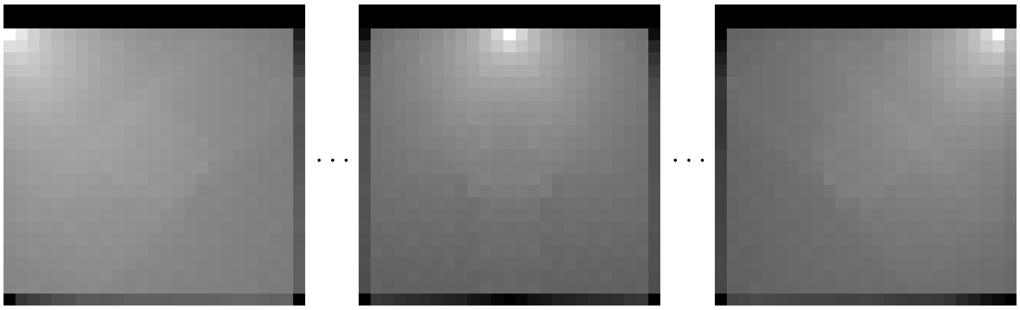
Im Sonogramm ist deutlich der Effekt der nicht vorhandenen Fokussierung ablesbar. Die Impulse der seitlich liegenden Wandler haben den reflektierenden Körper ebenfalls erreicht, und die dort erzeugten Echos werden auch in den seitlichen Wandlern gemessen. Da die Echos im Vergleich zu den mittleren Wandlern eine längere Laufzeit haben, werden sie im Sonogramm als Echos aus tiefer liegenden Schichten interpretiert und dargestellt.
Dieser Versuch dauerte 13 Stunden und 46 Minuten. Für jeden Wandler sind bis zu 16700 MI simuliert worden. Die komplette Dokumentation ist in
`doc/_experimente/e2/*`
enthalten.

In der oben dargestellten Gewebestruktur ist das Schallwandlerfeld (dunkles Band am oberen Rand), Fettgewebe als Hintergrund und ein Muskelstrang als Objekt erkennbar. Für jeden der 25 Wandler wird ein Simulationslauf gestartet, als deren Ergebnisse ein Bild mit 25 Spalten (unten dargestellt) entsteht. In der mittleren Zeile sind exemplarisch die Schalldruckverteilungen für die beiden äußeren und einen zentralen Wandler angegeben. Im simulierten Sonogramm sind Effekte der Beugung, Schallauslöschung und Mehrfachreflektion erkennbar. Typisch für Sonogramme ist, daß senkrecht zum Wandler liegende Strukturgrenzen nicht dargestellt werden.

Dichtematrix:



Druckverteilungen:



Sonogramm:

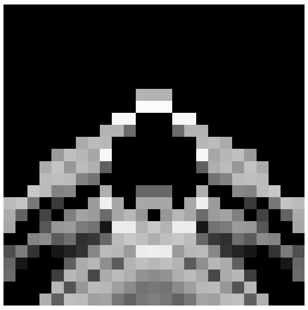


Abbildung 4.2 simuliertes Sonogramm

Das Sonogramm aus Bild 4.2 wird hier mit einer ähnlichen Meßanordnung verglichen. Die Beugungsartefakte sind deutlich geringer als in der Simulation, da das moderne Ultraschallgerät im Gegensatz zur Simulation gut fokussiert. Besonders im unteren Bereich sind in beiden Sonogrammen vergleichbare Beugungseffekte zu beobachten. Die kräftige Struktur im Zentrum der beschallten Kugel ist ein Haarriß, der in der Simulation nicht berücksichtigt wurde. Das Bild wurde mir von Dr. Jenderka, Halle, zur Verfügung gestellt.

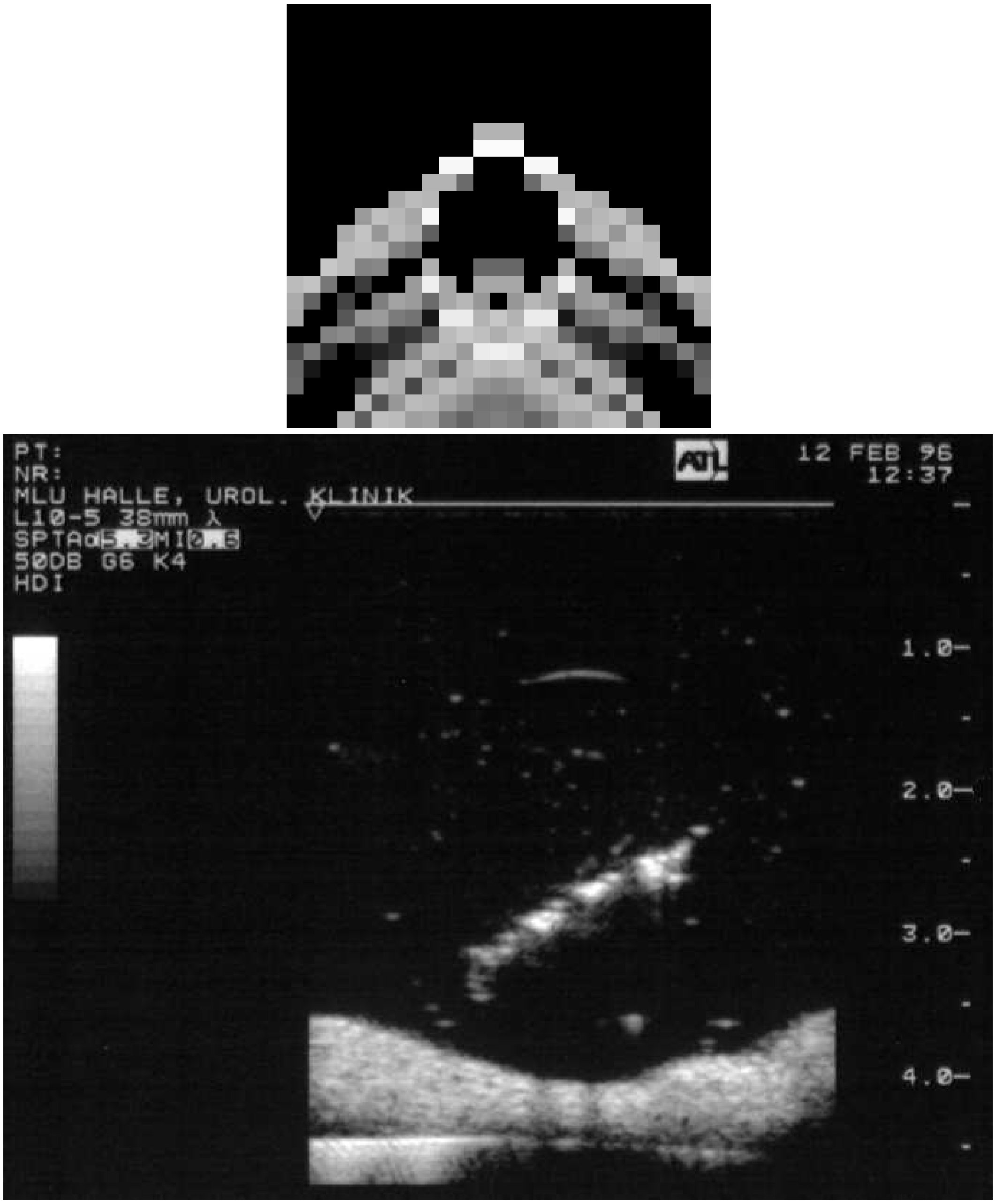


Abbildung 4.3 *Vergleich mit dem Experiment*

4.2 Modellbetrachtung

4.2.1 Mathematische Interpretation

Im Modell wird ein diskreter dreidimensionaler Raum betrachtet. Er wird durch zwei Orts- und eine Zeitachse beschrieben.
Jeder Zeitebene t kann durch eine lokale Faltung mit einem Ableitungskern F aus den vergangenen Zeitebenen $t - t_q$ und $t - t_g$ ermittelt werden.
In jedem Punkt der Zeitebene wird das Geschwindigkeitspotetial ϕ als Menge von Impulsen dargestellt, die im Zeitintervall t in diesem Punkt eintreffen. Diese Impulse stammen aus unterschiedlichen virtuellen Quellen.
Die möglichen Quellenlagen können in einer Matrix (diskrete Ebene) dargestellt werden, die im allgemeinen nur dünn besetzt ist. Jeder Punkt des Modellraumes kann also auch durch eine solche Ebene dargestellt werden.
Damit kann das Modell mit einem 5-dimensionalen Ereignisraum $ER = \mathbb{N}^5 \rightarrow \mathbb{R}'$ bzw. $ER(x, y, t, i, j)$ beschrieben werden, wobei $\mathbb{R}'$ die Menge der mit der Maschine darstellbaren rellen Zahlen ist.
Zwei Räume sind für die Beschreibung nötig: Ausbreitungsmodell A und Initialmodell I.
Im Initialmodell I sind die Impulse dargestellt, die sich nicht aus Impulsen im Ausbreitungsraum ableiten lassen, also direkt initiiert sind. Im Ausbreitungsraum A werden alle anderen Impulse dargestellt.
Die einzigen Impulse, die so im Initialmodell dargestellt werden, sind die Schallimpulse, die durch die Wandler ausgesandt werden. Diese Impulse werden in einer Ebene $I(x, y = y_W, t, i, j)$ definiert.
Die Ausbreitung läßt sich durch den Abbildungskern F als 2-Tupel $F = (F_q, F_g)$ von Matrizen-Ebenen darstellen.
$A(t) = A(t - t_q) \otimes F_q + A(t - t_g) \otimes F_g + I(t)$

Die Druckverteilung läßt sich als Zeitschicht $A(x, y, t, i, j); t_1 \leq t \leq t_2$ innerhalb des Ausbreitungsraumes beschreiben.

$$D(x, y, t_1, t_2) = \sum_{i,j} \sum_{t=t_1}^{t_2} A(x, y, t, i, j)$$

Von diesem Ausbreitungsmodell wird die Ebene $A(x, y = y_B, t, i, j)$ als Bild (Sonogramm) dargestellt. Offensichtlich ist die Ebene der Initialisierung und der Bildgewinnung gleich ($y_B = y_W$).

$$S_{\mathrm{HF}}(x, t) = \sum_{i,j} A(x, y = y_B, t, i, j)$$

Dieses HF-Sonogramm (in dem der Frequenzgang des Schalldrucks aufgezeichnet wird) wird nachfolgend in ein Amplituden-Sonogramm (in dem nur noch die momentane Amplitude des Schallsignals dargestellt wird), umgewandelt. Diese Form wird bei den modernen Geräten dargestellt.

4.2.2 Invertierung des Modells

Die mehrfachen Faltungen im Modell sind die Ursache dafür, daß das Modell nicht ohne weitere Informationen invertiert werden kann. Über einen Teil der Parameter müssen Schätzungen getroffen und Hypothesen angestellt werden, die mit dem Modell selbst validiert werden können.

Aus der Kenntnis des Wandlersignals und mit einer Hypothese über den Gewebeaufbau kann ein Sonogramm simuliert und mit dem tatsächlich gemessenen verglichen werden. Der Hypothesenraum kann a priori durch ein Anatomie-Modell eingeschränkt werden.
Wie ich schon in der Einleitung beschrieben habe, ist es nicht notwendig, ad hoc eine Hypothese über die gesamte Gewebestruktur aufzustellen, sondern die Hypothese kann schrittweise aufgebaut werden.
Da das gemessene Sonogramm unscharf und durch zufälliges Rauschen überlagert ist, muß bei einer sequentiellen Hypothesenbildung die Validierung alle in einem Gültigkeitsbereich liegenden Hypothesen anerkennen. Da (1) der nächste Hypothesenschritt durch den vorhergehenden beeinflußt wird und (2) wiedersprüchliche Hypothesen möglich sind, wird ein partiell geordneter Hypothesenraum erzeugt, der erst am Ende der Auswertung durch eine Generalisierung reduziert und mit entsprechenden Suchverfahren ausgewertet werden kann.
Die im Sonogramm enthaltenen Artefakte (Mehrfach- und Pendelechos, Schallschwächung, Beugungsartefakte, Interferenzeffekte) sind dabei im simulierten Sonogramm genauso vorhanden wie im gemessenen, jedoch nicht mehr in der Hypoyhese über die Gewebestruktur. Diese Hypothese ist als geometrische, qualitative und quantitative Interpretation des Sonogramms der ursprünglichen Gewebestruktur ähnlicher als das Sonogramm selbst und kann als Grundlage für eine objektivere Befundung und eine rechnergestützte Auswertung dienen.

4.3 Modellkritik

Das hier postulierte Modell hat einige Vorteile:

- Betrachtung und Darstellung der Druckverteilung in inhomogenen Medien.

  Im Gegensatz zu Faltungssystemen können auch Systeme mit Mehrfachfaltung unter Berücksichtigung der Streuung modelliert werden. Die Schallfelder werden prinzipiell als Kugelwellen angenommen.

- Freie Definition der Topologie eines Mediums.

  Um diese Freiheit nutzen zu können, wurde eine Beschreibungssprache entwickelt, die es erlaubt fast beliebige Strukturen in der Schittebene zu formulieren. Diese Strukturen werden vorher bestimmten Gewebetypen zugewiesen.

- Freie Definition von Parametern.

  Die Fülle der Parameter moderner Sonografie-Geräte ist darstellbar und teilweise simulierbar.

- MI sind auch als logische Symbole (Prädikate) darstellbar. Die Simulation hätte auch in logischen Programmiersprachen (PROLOG oder LISP) geschrieben werden können.

  Damit ist es möglich, das Modell mit symbolischen und subsymbolischen Anatomie-Modellen zu koppeln.

- Darstellung der Ausbreitung und der Topologie mit den gleichen Mitteln.

Die Topologie, also die Gewebestruktur, wird in finite Elemente aufgelöst, die direkt zur Simulation der Schallausbreitung benutzt werden. Damit ist die eingesetzte Arithmetik relativ einfach. Es ist kein Paradigmenwechsel für die Betrachtung der verschiedenen schallakustischen Effekte notwendig.

- Betrachtung von HF-Signalen (Signalpegeln und nicht nur der Amplituden).

  In einem mir von Prof. Cobet, Halle, geschilderten Modellansatz (um 1980), der sich leider in der Literatur nicht nachweisen läßt, wird die Schallwelle nur mit ihrer Amplitude betrachtet. Damit fallen alle Interferenzeffekte, deren Darstellung eine Stärke dieser Arbeit ist, aus der Betrachtung. Auch Ansätze, die ray-traycing-Methoden folgen, können diese Effekte nicht darstellen. Das ist nur möglich, wenn die Schallwellen, wie hier getan, als Kugelwellen betrachtet und im HF-Bereich aufgelöst (und dadurch mit Frequenz, Amplitude und Phasenlage charakterisiert) werden.

- Die Grundlagen des Modells sind einfach zu erklären.

  Das ist ein mehr didaktischer Aspekt. Es ist aber wichtig, bei der Zusammenarbeit mit Anwendern und Diagnostikern (den Wissensträgern für die Bildung von Anatomie-Modellen) griffige Modelle bieten zu können.

  Das Modell könnte, von etwas mathematischem Ballast befreit, auch dazu dienen, in der Ausbildung von Diagnostikern die Schallausbreitung zu verdeutlichen.

Dem stehen ohne Zweifel einige Nachteile gegenüber, die Ansätze für die weitere Forschung bieten. Die wesentlichen sind:

- Betrachtung von zwei unterschiedlichen Grenzorientierungen, die in der mathematischen Modellierung einen alternierenden Faltungskern erforderlich macht und bei der Simulation Rechenzeit erfordert.

  Diese Unterscheidung macht sich aus der Rasterung des Gewebeschnittes in quatratische Ausschnitte notwendig. Eine solche Rasterung bietet einfache Strecken und Winkelverhältnisse. Wenn aber die Grenzlinien zwischen den Elementen betrachtet werden, ist man zu einer qualitativen Differenzierung gezwungen. Die Betrachtung von Grenzen (als infinitisimal kleine Fläche) ist aber hier angemessen, da nur dadurch die Wellengleichung mit einer einfachen Lösung angewandt werden kann. Auch ist dadurch die Anlehnung an den Impulerhaltungsatz möglich. Diese Ansätze sind in Sutilov (1984) erklärt.

  Die Überlegungen müssen hier dahin gehen, ob man andere kleine Flächen (z. B. Kanten oder Kreuzungspunkte in Hexagonalrastern) nutzt, und wie man in diesen Systemen akustische Eigenschaften zuordnet, oder ob man für die lokale Faltung ein anderes Koordinatensystem oder einen anderen Darstellungsraum nutzt, wo eine Unterscheidung nicht notwendig ist.

- Vernachlässigen der Brechung.

  Wie in Abschnitt 2.3.4 dargestellt, ist die Brechnung von Ultraschallwellen fast vernachlässigbar. Aber eben nur fast. Vor allem bei senkrecht zum Wandler orientierten Grenzen treten diese Effekte deutlich in Erscheinung, und müßten in einer Modellerweiterung mit berücksichtig werden. Die Beziehungen dafür sind relativ einfach. Notwendig aber wäre eine Berücksichtigung der Schalldruckverteilung innerhalb eines (sektorförmigen) Schallstrahls, die in dem vorliegenden Modell als gleichverteilt angenommen wird.

- Schwierige Unterscheidung von relativ zur Wellenlänge kleinen und großen Strukturen. Es werden nur große Strukturen betrachtet, und kleine Strukturen (die die wesentliche Streuung bewirken) wirken nur als Teil dieser.

  Hier wird das in der Einleitung erwähnte Paradoxon der Auflösung zum Problem. Das Problem resultiert vor allem daraus, daß zwischen den drei unterschiedlichen Streu- und Relexionseffekten unterschieden wird. Diese Unterscheidung geschieht aus einer makroskopischen Betrachtung heraus, die bei einer entsprechend feinen Auflösung nicht gerechtfertigt ist. Eine feine Auflösung ist aber notwendig, und sinnvolle Ergebnisse zu erhalten. Hier ist eine Reduktion der verschiedenen Streu- und Reflexionsphänomene auf **einen** Mechanismus notwendig.

  Der könnte beispielsweise sein: Geometrische Reflexion und Brechung sind Interferenzeffekte von Streuwellen. Streuwellen entstehen an allen Grenzpunkten im System (Hygensches Kugelwellen-Modell). Problematisch ist hier die Festlegung der Größe und damit der Charakteristik der Streuer.

- Hoher Simulationsaufwand, für Bereiche in denen nichts passiert. Das wird dadurch relativiert, daß solche Bereich in der Realität sehr klein sind.

- Lange Rechenzeiten und hoher Ressourcen-Bedarf bei der Simulation.

  Dieses Problem wird sich durch neue Rechnergenerationen entschärfen. Trotzdem kann hier eine Parallelisierung versucht werden. Auch der Einsatz optischer Verfahren für die Matrix-Operationen ist denkbar.

4.4 Conclusio

Die Ergebnisse der Diplomarbeit lassen den Schluß zu, daß ein lokales Modell finiter Elemente für die Gewebestruktur mit Betrachtung der Schallwellen als Kugelwellen mit einer Auflösung im HF-Bereich geeignet ist, die Ausbreitung von Ultraschallwellen in inhomogenen Medien adäquat zu beschreiben. Dabei können akustische Effekte, wie Dämpfung, Reflexion, Streuung und prinzipiell Brechung, berücksichtigt werden. Die Simulation von realistischen Sonogrammen und Druckverteilungen ist dadurch möglich.
Die Übernahme von makroskopischen Paradigmen ist jedoch bei der erforderlichen Feinheit der Darstellung problematisch.
Der Problem- und Ereignisraum des Modells hat bei 5 Dimensionen eine überschaubare Komplexität, ist aber durch die numerische Größe der Aufgabe sehr aufwendig zu berechnen. Es werden nur elementare Operationen benutzt.

Die in dieser Arbeit untersuchte Modell-Idee ist tragfähig für einen weiteren Ausbau. Es ist ein erster kleiner Schritt getan. Die Zusammenarbeit mit Physikern und Ärzten verspricht interessante Ergebnisse und das angepeilte Fern-Ziel würde die Sonografie stark verändern. Die Aufgaben, die sich andeuten, kann man, ohne schlechtes Gewissen zu bekommen, als schwer einstufen.
Aber, um einen Satz zu zitieren, der in der Diskussion fiel:

Was ist schon leicht?

5 Literatur

C.B. Burckhardt

1993 *Signalverarbeitung in Ultraschallabbildungen, Doppler und Dopplerabbildungen*; Ultraschall in der Medizin, 14 (1993); S. 220 ff.

Burt, Hong, Rosenfeld

1981 *Segmentation and estimation of image region properties through cooperativ hierarchical computation*; IEEE Trans. Syst. Man. Cybern, SMC-11(12), 11 (1981); S. 802–811.

A.N. Evans, M.S. Nixon

Temporal Speckle Reductions for Feature Extraction in Ultrasound Images; Lecture Notes in Computer Science, 719; S. 65 ff.

L. Ferrari, J.P. Jones

1985 *The propagation of Gaussian modulated pulses in dissipative and/or dispersive media such as tissue*; Ultrasound in Medicine and Biology, Bd. 11 (1985) 2 (1985); S. 299–305.

W. Fiegler, B. Fessler, C. Zwicker, H. Huben, R. Felix

1986 *Artefakte und Störfaktoren - methodische Probleme des Ultraschalls*; Ultraschalldiagnostik (1986); S. 713 f.

J.C. Gatenby, J.C. Hodditnott, S. Leeman

1989 *Phasing out speckle - Reduzierung von Fleckenartefakten*; Physics in Medicine and Biology, Bd. 34 (1989) 11 (1989); S. 1683–1689.

I.S. Gradshtein, I.M. Ryzhik

1963 *Tablitsy intergralov, symm, ryadow i proizvedenii*; 4. Aufl., Moskva, Gosudarstvennoe izdatelstvo fiziko-matematitcheskoi literatury (1963).

Dietrich Hassler

1988 *Ultraschalltechnik*; In: Bildgebende Systeme für die medizinische Technik, S. 183–217, Erich Krestel (Hrsg.); 2. Aufl., Berlin-München, Siemens AG (1988).

A. Hermet, J.P. Gvoliclmi, P. Dumee et al.

1987 *Limitations of ultrasound imaging and image restoring*; Ultrasonic, 25 (1987); S. 267–273.

JAN, GABRHEL ET AL.

Comparison of different approaches to suppress speckles in ultrasonic tomograms; Lecture Notes in Computer Science, 719; S. 657 ff.

J. KRAUTKRÄMER ET AL.

1983 *Ultrasonic Testing of Materials*; 3. Aufl., Springer, Berlin (1983).

A. LORENZ, J. VOLK, I. ZUNA, U. RÄTH, W.J. LORENZ, G. VAN KAICK

1986 *Diffraktion und ihre Bedeutung für die computergestützte B-Bild-Analyse*; Ultraschalldiagnostik (1986); S. 704.

RUDOLF MILLNER

1989 *Ultraschalldiagnostik - physikalische Grundlagen und prinzipielle Anwendungen*; In: Angewandte Akustik, 3, Kap. 3, S. 7 ff., Wolfgang Kraak, Günther Schomartz (Hrsg.); Berlin, VEB Verlag Technik (1989).

JÜRGEN MISSUN

1987 *Rekonstruktion von Ultraschall-B-Bildern unter Verwendung objektangepaßter und näherungsweise ortsvarianter Filter*; Düsseldorf, VDI-Verlag (1987).

MARTIN PÄTZUG

1995 *Diskretes Signalentstehungsmodell für Ultraschall–Bilder*; Großer Beleg, Technische Universität Dresden, Fakultät Informatik, FG Wissensverarbeitung (1995).

CH. SOHN, J. GROTPASS

1991 *Die 3-dimensionale Organdarstellung mittels Ultraschall*; Ultraschall in der Medizin, 11 (1991); S. 295 ff.

VLADIMIR A. SUTILOV

1984 *Physik des Ultraschalls - Grundlagen*; Wien – New York, Springer-Verlag (1984).

C.-T. TSAI, Y.-N. SUN, P.-C. CHUNG, J.-S. LEE

1993 *Endocardial Boundary Detection using a Neural Network*; Pattern Recognition, 26 (Juli 1993); S. 1057–1068.

J.FR. VOLK, I. ZUNA, D. SCHLAPS, U. RÄTH, A. LORENTZ, G. VAN KAICK, W.J. LORENZ

1985 *Speckles und Stukturen im Ultraschallbild*; In: Ultraschalldiagnostik '85: Zürich, Stuttgart '86, 9. DECOM Tagung (1985), S. 755 f., DECOM; (1985).

K.D. WIEN

1984 *Die Entstehung der charakteristischen Ultraschallechos biologischer Gewebe und deren diagnostische Auswertung mit Methoden der Mustererkennung*; Dissertation, Universität Göttingen, Math.-Nat. Fakultät (1984).

M.C. Zinskin et al.

1980 *Tissue Characterisation*; P.N.T.Wells and Churchill Livingstone, New York (1980).