

---

## INHALTSVERZEICHNIS

<b>Abbildungen</b>	<b>IV</b>
<b>Tabellen</b>	<b>X</b>
<b>Symbole</b>	<b>XI</b>
<b>Glossar</b>	<b>XIII</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Generelle Bedeutung</b>	<b>1</b>
<b>1.2 Spezielle Ziele</b>	<b>2</b>
<b>1.3 Aufbau der Arbeit</b>	<b>2</b>
<b>2 Knochenaufbau</b>	<b>4</b>
<b>2.1 Die hierarchischen Ordnungsebenen</b>	<b>4</b>
2.1.1 Level 1: Die Hauptbestandteile	4
2.1.2 Level 2: Die mineralisierte Kollagenfibrille	5
2.1.3 Level 3: Fibrillenbündel	5
2.1.4 Level 4: Anordnung der Fibrillenbündel	6
2.1.5 Level 5: Osteone	7
2.1.6 Level 6: Compacta und Spongiosa	8
2.1.7 Level 7: Der ganze Knochen	8
<b>3 Untersuchungsmethoden zur Charakterisierung mechanischer Eigenschaften von Knochen</b>	<b>9</b>
<b>3.1 Klinische Verfahren</b>	<b>9</b>
3.1.1 Dual Energy X-ray Absorption (DEXA)	10
3.1.2 Quantitative Computertomographie (QCT)	10
3.1.3 Broadband Ultrasound Absorption (BUA) und Speed of Sound (SOS)	11
<b>3.2 Experimentelle Verfahren</b>	<b>11</b>
3.2.1 Mikromechanische Techniken	11
3.2.2 Kernspinresonanz	12
3.2.3 Ultraschallmethoden	13
<b>4 Wellenausbreitung</b>	<b>16</b>

---

<b>4.1</b>	<b>Transmission und Reflexion</b>	<b>16</b>
<b>4.2</b>	<b>Reflexion an einer flüssig-festen Grenzschicht</b>	<b>19</b>
<b>4.3</b>	<b>Schallfeld</b>	<b>20</b>
<b>4.4</b>	<b>Sphärische Aberration</b>	<b>22</b>
<b>4.5</b>	<b>Schallschwächung</b>	<b>23</b>
4.5.1	Absorption	23
4.5.2	Streuung	24
<b>4.6</b>	<b>Eigenschaften des Kopplungsmediums</b>	<b>26</b>
<b>4.7</b>	<b>Bestimmung der Materialkonstanten</b>	<b>28</b>
<b>5</b>	<b>Geräte</b>	<b>31</b>
<b>5.1</b>	<b>Aufbau und Funktionsweise des SAM100</b>	<b>31</b>
<b>5.2</b>	<b>Aufbau und Funktionsweise des SAM2000</b>	<b>35</b>
5.2.1	Mechanischer Schwinger	35
5.2.2	HF-Ketten	35
5.2.3	Modifikationen am SAM2000	38
<b>6</b>	<b>Probenpräparation</b>	<b>41</b>
<b>7</b>	<b>Zeitaufgelöste Methoden</b>	<b>42</b>
<b>7.1</b>	<b>Impedanzabbildung</b>	<b>43</b>
7.1.1	Reproduzierbarkeit	47
7.1.2	Ergebnisse	48
7.1.3	Diskussion der Ergebnisse	50
<b>7.2</b>	<b>Gleichzeitige Bestimmung von Impedanz, Schallgeschwindigkeit und Probendicke</b>	<b>52</b>
7.2.1	Datenerfassung und -verarbeitung	58
7.2.2	Ergebnisse	60
<b>7.3</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse</b>	<b>70</b>
<b>8</b>	<b>V(z)-basierte Methoden</b>	<b>74</b>
<b>8.1</b>	<b>Datenauswertung</b>	<b>75</b>
<b>8.2</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>82</b>

---

8.2.1 Artefakte	83
8.2.2 Reproduzierbarkeit	85
8.2.3 Untersuchungen an Knochen	85
8.2.4 Einfluss der Oberflächentopographie	88
<b>8.3 Diskussion der Ergebnisse</b>	<b>93</b>
<b>9 Zusammenfassung</b>	<b>96</b>
<b>10 Literaturverzeichnis</b>	<b>98</b>
<b>Danksagung</b>	<b>110</b>
<b>Erklärung</b>	<b>111</b>
<b>Lebenslauf</b>	<b>112</b>

---

## ABBILDUNGEN

- Abb. 2-1 Mineralisierte Kollagenfibrille. Die Apatitkristalle liegen geordnet zwischen Kollagenfibrillenbündeln (aus [111]). \_\_\_\_\_ 5
- Abb. 2-2 Schematische Darstellung der am häufigsten vorkommenden Organisationsmuster: Parallel orientierte Fibrillen, Geflechtknochen, Lamellenknochen, rotierte sperrholzartige Struktur (in Uhrzeigerichtung; aus [111]). \_\_\_\_\_ 7
- Abb. 2-3 SAM-Aufnahmen von Compacta (a: 200 MHz) und Spongiosa (b: 25 MHz). Die blutversorgenden Gefäße (HAVERS-Kanäle) in (a) erscheinen dunkel und werden von den Osteonenlamellen umhüllt. Die kleinen dunklen Punkte sind Stellen, an denen die Knochenzellen (Osteozyten) sitzen. Zwischen den Osteonen füllen Schaltlamellen die Knochenmatrix komplett aus. Im Gegensatz dazu ist die Spongiosa (b) durch ein dünnes Geflecht von Knochentrabekeln und großen Hohlräumen charakterisiert. \_\_\_\_\_ 8
- Abb. 4-1 Transmission und Reflexion einer ebenen Welle an einer Grenzschicht bei senkrechtem Einfall. \_\_\_\_\_ 18
- Abb. 4-2 Transmission und Reflexion an einer flüssig-festen Grenzschicht bei schrägem Einfall. \_\_\_\_\_ 19
- Abb. 4-3 Amplitude (—) und Phase (·····) der reflektierten (a) und transmittierten Longitudinal- (b) und Scherwellen (c) in Abhängigkeit vom Einfallswinkel für eine Wasser-Knochen-Grenzschicht. Werte aus Briggs [16]:  $v_1 = 4000$  m/s, \_\_\_\_ 20
- Abb. 4-4 Die Kenngrößen eines sphärisch fokussierten Schallfeldes. \_\_\_\_\_ 21
- Abb. 4-5 Sphärische Aberration bei der Fokussierung unterhalb der Oberfläche eines Festkörpers, hervorgerufen durch Brechung an der Grenzfläche. \_\_\_\_\_ 22
- Abb. 4-6 Schallgeschwindigkeit und Dämpfung in Wasser in Abhängigkeit von der Temperatur. \_\_\_\_\_ 26
- Abb. 5-1 Prinzipskizze des modifizierten SAM100. Alle Hardwarekomponenten werden von einem PC gesteuert. Die x- und y-Achsen des Scanners spannen eine Ebene parallel zur Probenoberfläche auf. Mit der z-Achse, die parallel zur Schallstrahlachse ist, lässt sich der Proben-Wandler-Abstand variieren. \_\_\_\_\_ 32
- Abb. 5-2 Die graphische Benutzeroberfläche der für das SAM100 entwickelten Software. Das linke Fenster dient der Darstellung der Maximalwerte der Echosequenzen, der Navigation sowie der Scanbereichsauswahl. Das rechte Fenster zeigt das aktuelle Puls-Echo. Die zu speichernde Sequenz wird per Maus markiert (heller

	Bereich). Außerdem können wichtige Parameter der A/D-Karte und des Pulser/Receivers über Popup-Menüs und -Fenster variiert werden. _____	34
Abb. 5-3	Prinzipschaltbild der heterodynen Sende-/ Empfangskette (aus KSI Betriebsanleitung [1])._____	37
Abb. 5-4	Die graphische Benutzeroberfläche der für das SAM2000 entwickelten Software. Im linken Fenster erfolgt die Darstellung der Bilddaten und in den rechten Fenstern die Steuerung der Hardware. Das Fenster "Signal-Level" zeigt die aktuelle Messzeile (Zackenkurve) im Verhältnis zum Spannungsbereich der A/D-Karte. Der auf 8 bit konvertierte Bereich (dunkel) lässt sich per Mausklick festlegen. Das Popup-Fenster in der Mitte erlaubt die Einstellung der Messparameter für automatische Schichtbildmessungen. _____	39
Abb. 7-1	Die Echos einer homogenen Referenzprobe in Abhängigkeit vom Objekt-Wandler-Abstand (überlagert dargestellt). Die Verbindung der Amplituden der Einhüllenden ergibt die $V(z)$ -Kurve. Mit Hilfe der Laufzeitinformation wird eine Defokussierungskorrektur der Echoamplitude durchgeführt (Korrekturkurve). _	44
Abb. 7-2	Umrechnung der Echoamplituden in Werte des Reflexionskoeffizienten durch Polynomfit zweiter Ordnung. _____	45
Abb. 7-3	Puls-Echo Spektren der für die Untersuchung verwendeten Schallwandler. ____	46
Abb. 7-4	Impedanzbilder eines kortikalen Knochenschnittes mit $0^\circ$ -Orientierung (die Oberflächennormale ist parallel zur Knochenlängsachse). Die Messungen wurden mit den drei oben beschriebenen Wandlern durchgeführt. Von links nach rechts: V324 (25 MHz), V605 (50 MHz), PT100 (100 MHz). _____	48
Abb. 7-5	Impedanzbilder eines kortikalen Knochenschnittes mit $90^\circ$ -Orientierung (die Oberflächennormale ist senkrecht zur Knochenlängsachse). Die Messungen wurden mit den drei oben beschriebenen Wandlern durchgeführt. Von oben nach unten: V324 (25 MHz), V605 (50 MHz), PT100 (100 MHz). _____	49
Abb. 7-6	Fokussierung auf Vorder- und Rückseite einer dünnen Schicht. _____	53
Abb. 7-7	$V(z,t)$ – Bild (oben) einer dünnen PMMA-Schicht. Die Einhüllenden der Puls-Echo-Folgen (unten) werden in Abhängigkeit von der Defokussierung des Wandlers relativ zur Probenoberfläche aufgetragen. Die diagonalen Linien kennzeichnen die einzelnen Puls-Echos: $L_1$ - Reflexion der Longitudinalwelle an der oberen Grenzfläche, SSCW – Surface Skimming Compressional Wave, $SL_2$ und $L_2$ - Reflexionen der Transversal- und Longitudinalwellen an der unteren Grenzfläche. Die Helligkeit der Linien ist proportional zur Echoamplitude in dB. Die z-	

---

	Position des unten dargestellten Puls-Echos ist im $V(z,t)$ -Bild durch eine vertikale Linie markiert. _____	54
Abb. 7-8	Bei Fokussierung auf die Vorderwand (a) heben sich alle Tangentialkomponenten auf (gepunktete Linien). Das gleiche gilt für die Schwingungskomponenten der transmittierten Longitudinal- (b) und Transversalwellen (c) bei Fokussierung auf die rückwärtige Seite der Probe, wodurch die verbleibenden Normalspannungen jeweils eine Longitudinalwelle generieren. _____	57
Abb. 7-9	$V(z)$ -Verläufe der zeitlich separierten Vorder- und Rückwandechos. _____	59
Abb. 7-10	Amplituden- und Phasenspektrum (a und b) eines separierten Echos innerhalb der Bandbreite des Sendepulses. _____	59
Abb. 7-11	Frequenzabhängige $V(z)$ -Verläufe eines separierten Echos (a). Die Bestimmung der Fokusposition $z_{\max}$ wird nur für Mittenfrequenz $V_{fc}(z)$ durchgeführt (b). ____	60
Abb. 7-12	Separierte $V(z)$ -Verläufe der zur Validierung verwendeten Materialien: PTFE (a), Polystyren (b), Polykarbonat (c) und PMMA (d). Die Probendicken wurden jeweils auf die unterschiedlichen Schallgeschwindigkeiten und Dämpfungswerte angepasst. $L_1$ - Reflexion der Longitudinalwelle an der oberen Grenzfläche, $SL_2$ und $L_2$ - Reflexionen der Transversal- und Longitudinalwellen an der unteren Grenzfläche. In der PTFE-Probe konnte keine Transversalwelle detektiert werden. _____	61
Abb. 7-13	Beispiel für die Selektion von Messpunkten zur Bestimmung der elastischen Kenngrößen an kortikalem Knochen. _____	64
Abb. 7-14	$V(z,t)$ – Bild (oben) und separierte $V(z)$ -Verläufe (unten) einer Messung an einer dünnen Knochenprobe. $L_1$ - Reflexion der Longitudinalwelle an der oberen Grenzfläche, $SL_2$ und $L_2$ - Reflexionen der Transversal- und Longitudinalwellen an der unteren Grenzfläche. _____	65
Abb. 7-15	Beziehungen zwischen der akustischen Impedanz und den mechanischen Kenngrößen im kortikalen Knochen. _____	66
Abb. 7-16	Beziehungen der Longitudinalwellengeschwindigkeit zu Dichte (a), mechanischer Festigkeit (b) und Transversalwellengeschwindigkeit (c). Die elastischen Moduln und die Impedanz (d) waren mit $v_l$ nicht korreliert. _____	67
Abb. 7-17	Beziehungen der Transversalwellengeschwindigkeit zur Dichte (a) und dem Schermodul (b). _____	68
Abb. 7-18	Abhängigkeit der Transversalwellengeschwindigkeit (a) und der elastischen Moduln (b-d) von der Poisson-Zahl. _____	69

- 
- Abb. 7-19 Die Dichte ist positiv, jedoch nicht signifikant mit der Festigkeit  $c_{11}$  und dem Elastizitätsmodul korreliert. \_\_\_\_\_ 69
- Abb. 7-20 Vergleich der empirischen Korrelation von Meunier et al. [66] mit den eigenen Ergebnissen. \_\_\_\_\_ 72
- Abb. 8-1 Durch eine Linse wird ein fokussierter Schallstrahl in der xy-Ebene über die Probe gescannt (a). Für die Schichtbildanalyse werden C-Scan-Bilder mit abnehmendem Objekt-Linsen-Abstand gespeichert (b). Durch anschließende Signalauswertung kann in jedem Bildpunkt aus dem  $V(z)$ -Verlauf auf Position und Betrag der Signalamplitude geschlossen werden (c). \_\_\_\_\_ 75
- Abb. 8-2 Maximalwertverteilung (a) und Topographie (b) einer Rasterplatte (alle Längenangaben in  $\mu\text{m}$ ). Die Werte entlang der eingezeichneten Linien sind darunter dargestellt (c und d). Die z-Position in (b und d) wird durch die Position des Maximalwertes in jedem xy-Bildpunkt bestimmt. An Stellen, wo eine starke Oberflächenneigung bzw. Kanten auftreten, kommt es zu einer Abnahme der Signalamplitude (Bildkontrast im Maximalwertbild). \_\_\_\_\_ 76
- Abb. 8-3 Dreidimensionale Darstellung der Probenoberfläche einer Rasterplatte. Der Höhenunterschied zwischen erhabenen Quadraten und Tälern beträgt ca.  $0,3 \mu\text{m}$ . Die z-Achse ist zur besseren Visualisierung 50-fach gezoomt. \_\_\_\_\_ 77
- Abb. 8-4 Maximalwertverteilungen (a, c) und Topographiebilder (b, d) einer geätzten Rasterplatte, aufgenommen mit 900 MHz. Die Breite der Stege ist  $2 \mu\text{m}$  und der Abstand benachbarter Stege  $10 \mu\text{m}$ . Die Zeilenlängen der Scanfelder sind jeweils  $953$  und  $478 \mu\text{m}$  (von oben nach unten). Während im größten Bildausschnitt aufgrund der maximalen Datenmatrixgröße von  $512 \times 512$  Bildpunkten Aliasing auftritt, wird die Struktur der Platte bei kleineren Scanfeldern korrekt rekonstruiert. Der Bildkontrast kommt im Amplitudenbild durch die Neigung der Oberfläche an Kanten zustande, während im Topographiebild die Höhe relativ zur Scanebene abgebildet wird. \_\_\_\_\_ 78
- Abb. 8-5 Häufigkeitsverteilung der lokalen Einfallswinkel der oben dargestellten Rasterplatte in Abhängigkeit von der Scanfeldgröße. Ohne Korrektur führt ein zunehmendes Inkrement sukzessive zu einer Unterbewertung des Neigungswinkels (a). Für Scanfeldgrößen oberhalb von  $250 \mu\text{m}$  wurde deshalb eine Korrektur durchgeführt, was mit Ausnahme des  $1 \text{ mm}$  Scanfeldes zu einem einheitlichen Ergebnis führt (b). \_\_\_\_\_ 80

- 
- Abb. 8-6 Mittelwert und Standardfehler der Spannungswerte des Maximalwertbildes aus Abb. 8-2 a in Abhängigkeit vom Einfallswinkel (a). Die Spannungswerte sind aufgrund des eingestellten Offsets von  $-5$  V negativ. Bis zum Grenzwinkel der Totalreflexion ist ein kontinuierlicher Abfall der Signalamplitude zu verzeichnen (1,35 % bei  $7^\circ$ ). Danach steigt die Amplitude aufgrund von Modenkonvertierungen erneut an. Für alle möglichen Scanfeldgrößen sind die Signalamplitude bei  $0^\circ$  sowie der winkelabhängige Verlauf (mit Ausnahme des größten Scanfeldes) bis zum kritischen Winkel annähernd identisch (b). \_\_\_\_\_ 81
- Abb. 8-7 Abhängigkeit der Reflexionsamplituden der Referenzproben von der RF-Verstärkung bei 900 MHz (a). Kalibrierkurven (b) sind nur in einem eingeschränkten Verstärkungsbereich sinnvoll (hier z.B. für RF-Verstärkungen 96 – 98). \_\_\_\_\_ 82
- Abb. 8-8  $V(z)$ -Verläufe einer Wasser-PMMA-Grenzfläche bei 900 (—) und 980 MHz (·····). Die Oszillationen in der gestrichelten Kurve entstehen vermutlich durch Interferenz des Nutzsignals mit parasitären Signalanteilen. \_\_\_\_\_ 83
- Abb. 8-9 Puls-Echo (Mitte) eines 100 MHz Pulses und Störsignale (Pfeile), die durch das Ein- und Ausschalten des Zeitfensters entstehen. \_\_\_\_\_ 83
- Abb. 8-10  $V(z)$ -Verläufe einer Wasser-PMMA-Grenzschicht bei 400 MHz und verschiedenen Gate-Einstellungen: (a) - das Nutzsignal wird vom Einschaltsignal überlagert, was zu einer Signalüberhöhung in der Nähe des Fokus führt; (b) - ein zu kleines Fenster führt dazu, dass die Überlagerung des Nutzsignals mit dem Ausschaltsignal zu einem erneuten Signalanstieg führt; (c) - korrekte Gatebreite und -position führen zu dem erwarteten  $V(z)$ -Verlauf (c). \_\_\_\_\_ 84
- Abb. 8-11 Auswahl der Schnittebenen (a):  $0^\circ$  ist die Schnittebene senkrecht zur Knochenlängsachse. Die Bezeichnung folgt daraus, dass in dieser Ebene Knochenlängs- und Schallstrahlachse parallel zueinander sind. Drei Messregionen (b) wurden für jeden Schnitt ausgewählt: A- peripher, B- medial und C- zentral. Die separierten Struktureinheiten sind in (c) gekennzeichnet: 1- Osteon, 2- Schaltlamelle mit hoher Impedanz, 3- Schaltlamelle mit niedriger Impedanz. \_\_\_\_\_ 85
- Abb. 8-12 Winkelabhängigkeit der Impedanz (Mittelwert und Standardfehler) aller Proben (a), und der geschlechtsspezifischen Subgruppen (b). \_\_\_\_\_ 86
- Abb. 8-13 Mittelwert und Standardfehler für die einzelnen Altersgruppen (a). Winkelabhängigkeit der Mittelwerte morphologischer Auswahlregionen im Vergleich zum Gesamtmessfenster (b). \_\_\_\_\_ 87

- 
- Abb. 8-14 Maximalwert- und Topographiebilder eines Osteons (a und b, alle Dimensionen in  $\mu\text{m}$ ). Der HAVERS-Kanal (welcher vollständig mit dem Einbettungsmaterial gefüllt ist) in der Mitte ist von alternierenden mineralisierten Kollagenfaserlamellen umgeben. Angrenzend an das Osteon befinden sich mehrere Schaltlamellen. Die kleinen dunklen Punkte sind Kavitäten, in denen sich die Knochenzellen befanden. Die Werte entlang der markierten Linien sind unten dargestellt (c und d). \_ 88
- Abb. 8-15 3D-Rekonstruktion der Knochenoberfläche aus Abbildung 8-14. Hauptsächlich in der Region des jungen Osteons ist eine beträchtliche Oberflächenrauigkeit festzustellen, wobei die erhabenen Lamellen eine erhöhte Reflexionsamplitude aufweisen. \_\_\_\_\_ 89
- Abb. 8-16  $10^\circ$ -Neigungsmaske (a) und segmentierte ROI's der Knochenoberfläche (b) aus Abbildung 8-14. Die Auswahlregionen sind: 1 - PMMA, 2 - Osteon, 2.1 (schwarz) - Lamellen mit hohem Reflexionsgrad, 2.2 (grau) - Lamellen mit niedrigem Reflexionsgrad, 2.3 (grau) - Innerste dicke Lamelle mit deutlich erhöhtem Reflexionsgrad, 3-Schaltlamelle. \_\_\_\_\_ 90
- Abb. 8-17 Winkelabhängige Impedanzverläufe (links) und Histogramme der Impedanz (rechts) der in Abbildung 8-16 markierten ROI's. Vor der Berechnung der dargestellten Histogramme wurde die  $10^\circ$ -Neigungsmaske angewendet. \_\_\_\_\_ 92

---

## TABELLEN

Tab. 4-1	Polynomkoeffizienten der Schallgeschwindigkeit in Wasser (die Werte wurden unverändert aus [16] übernommen). _____	27
Tab. 4-2	Akustische Eigenschaften von reinem Wasser (aus [16]). _____	27
Tab. 7-1	Schallfeldparameter der verwendeten Wandler. Die mit einem Stern gekennzeichneten Größen sind Herstellerangaben, alle anderen sind experimentell ermittelt. 43	
Tab. 7-2	Dichte, longitudinale Schallgeschwindigkeit und akustische Impedanz der verwendeten Referenzproben (Standardfehler jeweils in %). _____	45
Tab. 7-3	Mittelwerte und Standardabweichungen für die Impedanz der in Abbildung 7-4 und Abbildung 7-5 abgebildeten PMMA- und Knochenbereiche. Nur die größeren PMMA-Bereiche an den Bildrändern wurden für eine Histogrammauswertung herangezogen. Die mit PMMA gefüllten Bereiche im Knochen (HAVERS-Kanäle) wurden durch eine Schwellwertmaske von der Auswertung ausgeschlossen. Für Knochen sind zusätzlich der Maximalwert sowie der 50 %-Bereich der Verteilung angegeben. _____	50
Tab. 7-4	Akustische und abgeleitete mechanische Materialkenngrößen der Referenzmaterialien (Mittelwert und Standardabweichung). Die separat ermittelten Proben-dicken, -dichten und Schallgeschwindigkeiten <sup>1</sup> , sowie Hersteller <sup>2</sup> - bzw. Tabellenangaben <sup>3</sup> [3,16] sind, soweit verfügbar, jeweils kursiv dargestellt. Für jede Probe wurden 20 Messungen an verschiedenen Stellen durchgeführt. _____	62
Tab. 8-1	Scanfeldgrößen und maximale Pixelauflösung am SAM2000. _____	79
Tab. 8-2	Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler der in Abbildung 8-16 markierten ROI's (alle Werte in Mrayl). _____	91

---

## SYMBOLE

$a$	Wandler- oder Teilchenradius [m]
$c_v$	Wärmekapazität bei konstantem Volumen [Jmol/K]
$c_p$	Wärmekapazität bei konstantem Druck [Jmol/K]
$c_{ij}$	Koeffizienten der Elastizitätsmatrix [Pa] = [kg/m <sup>2</sup> ]
$c_{11}$	Festigkeit [Pa] = [kg/m <sup>2</sup> ]
$c_{44}$	Schermodul [Pa] = [kg/m <sup>2</sup> ]
$d$	Probendicke [m]
$f$	Frequenz [Hz] = [1/s]
$f_c$	Mittenfrequenz [Hz] = [1/s]
$f^\#$	f-Nummer (=ROC/2a)
$k$	Wellenvektor [1/m]
$n$	Brechungsindex
$p=p(x,t)$	von Ort und Zeit abhängiger Überschuss- oder Schalldruck [Pa] = [kg/m <sup>2</sup> ]
$t$	Zeit [s]
$\vec{u}$	Teilchenverschiebungsgeschwindigkeit [m/s]
$s$	Kompression (= $\rho_e/\rho$ )
$s_{ij}$	Komplianzmatrix
$x,y,z$	kartesische Koordinaten [m]. Die Schallstrahlachse ist üblicherweise auf der z-Achse, $x$ und $y$ sind die dazu orthogonalen Richtungen. Bei einem C-Scan wird die Richtung der kontinuierlichen Bewegung als $x$ und die Richtung der schrittweisen Bewegung als $y$ bezeichnet.
$B$	Bulk- oder Kompressionsmodul [Pa] = [kg/m <sup>2</sup> ]
$D_{lateral}$	Laterales Auflösungsvermögen [m]
$E$	Elastizitäts,- oder YOUNG-Modul [Pa] = [kg/m <sup>2</sup> ]
$F$	Fokusabstand [m]
$F_z$	Fokustiefe [m]
$G$	Schermodul [Pa] = [kg/m <sup>2</sup> ]
$I$	Schallintensität [W/m <sup>2</sup> ]
$J_1$	Bessel-Funktion erster Ordnung
$K$	Kompressibilität
$L$	Longitudinalwelle

---

<i>MLA</i>	Multi Layer Analysis - Sequenz von C-Scan-Bildern mit variablem Wandler-Proben-Abstand
<i>R</i>	Reflexionskoeffizient
<i>R(θ)</i>	komplexe Reflektanzfunktion
<i>ROC</i>	Radius of Curvature (Wandlerkrümmungsradius) [m]
<i>S</i>	Transversal- oder Scherwelle
<i>SL</i>	Transversalwelle auf dem Hin- und Longitudinalwelle auf dem Rückweg
<i>SSCW</i>	Surface Skimming Compressional Wave, Longitudinalwelle, die sich entlang der Oberfläche ausbreitet
<i>T</i>	Transmissionskoeffizient; Temperatur [K]
<i>T(θ)</i>	komplexe Transmissionsfunktion
<i>TOF</i>	Time of Flight (Puls-Echo-Laufzeit) [s]
<i>V(z)</i>	Echoamplitude in Abhängigkeit vom Wandler-Proben-Abstand [V]
<i>V(z,t)</i>	Puls-Echo-Sequenz in Abhängigkeit vom Wandler-Proben-Abstand [V]
<i>Z</i>	Akustische Impedanz [rayl] = [kgm <sup>-2</sup> s <sup>-1</sup> ]
<i>α</i>	Dämpfung [dB/MHz/m]; Einfallswinkel [°]
<i>β</i>	Ausfallswinkel [°]
<i>γ</i>	Verhältnis der spezifischen Wärmekapazitäten
<i>η</i>	Scherviskosität [Ns/m <sup>2</sup> ]
<i>κ</i>	Wärmeleitfähigkeit [W/m/K]
<i>λ</i>	Wellenlänge [m]
<i>v</i>	Schallgeschwindigkeit [m/s]
<i>v<sub>0</sub></i>	Schallgeschwindigkeit im Kopplungsmedium [m/s]
<i>v<sub>l</sub></i>	Longitudinalwellengeschwindigkeit [m/s]
<i>v<sub>s</sub></i>	Transversal- oder Scherwellengeschwindigkeit [m/s]
<i>θ</i>	Einfallswinkel [°]
<i>ρ</i>	Dichte [kg/m <sup>3</sup> ]
<i>σ</i>	Poisson-Zahl (Querkontraktionszahl)
<i>σ</i>	Mechanische Spannung [Pa] = [kg/m <sup>2</sup> ]
<i>σ<sub>T</sub></i>	Zugspannung [Pa] = [kg/m <sup>2</sup> ]
<i>τ</i>	Relaxationszeit [s]; Pulslänge [s]
<i>ω</i>	Kreisfrequenz [Hz]

---

## GLOSSAR

- A-Scan Akquisition eines Puls-Echo-Signals ohne Bewegung des Schallwandlers.
- A(z)-Scan Sukzessive Akquisition einer Folge von Puls-Echo-Signalen, wobei der Schallwandler in Richtung der Schallstrahlachse bewegt wird. Die zweidimensionale Darstellung der Hüllkurven wird auch als  $V(z,t)$ -Bild bezeichnet.
- B-Scan Sukzessive Akquisition einer Folge von Puls-Echo-Signalen, wobei der Schallwandler in einer Richtung senkrecht zur Schallstrahlachse (d.h. in der Regel parallel zur Oberfläche der untersuchten Probe) bewegt wird. Die zweidimensionale Darstellung der Hüllkurven wird auch als B-Bild bezeichnet.
- B(z)-Scan Kombination von B- und A(z)-Scan. Mehrere B-Scan-Akquisitionen werden mit unterschiedlichen Wandler-Proben-Abständen durchgeführt. Dieser Modus wird z.B. zur Schallfeldmessung oder der Erstellung von Compound-B-Bildern verwendet.
- C-Scan Der Wandler wird mäanderförmig in einer Ebene parallel zur Probenoberfläche geführt. Üblicherweise wird das Puls-Echo-Signal innerhalb eines wählbaren Zeitfensters (Gate) demoduliert und integriert, so dass pro Scanpunkt ein integraler Spannungswert zur Verfügung steht. Diese werden zu einem zweidimensionalen Grauwertbild zusammengesetzt. Im hier beschriebenen SAM100-System wird hingegen von jedem Scanpunkt das komplette Puls-Echo-Signal gespeichert.
- C(z)-Scan Kombination von C- und A(z)-Scan. Mehrere C-Scan-Akquisitionen werden mit unterschiedlichen Wandler-Proben-Abständen durchgeführt.
- V(z)-Scan Sukzessive Akquisition der Reflexionsamplitude, wobei der Schallwandler in Richtung der Schallstrahlachse bewegt wird. Bei der Verwendung von Wandlern mit großen Aperturwinkeln und schmalbandigen bzw. Burst-Pulsen kommt es bei Defokussierung unter die Oberfläche von Materialien mit hohen Schallgeschwindigkeiten zur Generierung von Oberflächenwellen (z.B.

---

RAYLEIGH-Wellen), welche Energie in das Kopplungsmedium verlieren und mit den reflektierten Wellen interferieren. Dadurch kommt es zu charakteristischen Oszillationen im  $V(z)$ -Verlauf, woraus sich die Schallgeschwindigkeit der Oberflächenwelle ermitteln lässt. Durch die Verwendung von zylindrisch fokussierten Linsen ist eine quantitative Charakterisierung anisotroper elastischer Materialeigenschaften möglich.

V(z,t)-Scan    zeitaufgelöster  $V(z)$ -Scan, siehe A(z)-Scan.