

Von der Bildgebung bis zur Quantifizierung – Ultraschallverfahren in der medizinischen Diagnostik

Klaus-Vitold JENDERKA
Hochschule Merseburg
Fachbereich Ingenieur- und Naturwissenschaften
Geusaer Straße, 06217 Merseburg
klaus.jenderka@hs-merseburg.de

Kurzfassung. Ausgehend von den speziellen Ausbreitungsbedingungen im Weichgewebe wird die konventionelle Erzeugung eines Ultraschallschnittbildes erläutert. Dabei wird auf typische Wandlerbauformen und ihre Anwendungsmöglichkeiten eingegangen und es werden die wichtigsten Komponenten eines modernen, digitalen Ultraschallbildgebungssystems vorgestellt.

Im Abschnitt neue Verfahren wird auf die verschiedenen Techniken zur Bildüberlagerung (compounding) und Bilderzeugung mit ultra-hohen Bildfrequenzen und die sich daraus ableitenden Verfahren eingegangen. Zusammenfassend wird ein Ausblick auf weitere Entwicklungen gegeben, die sich mit großer Wahrscheinlichkeit in der Klinik etablieren werden.

Einführung

Das Impuls-Echo-Verfahren ist sowohl Grundlage für die Echographie in der Medizin als auch der zerstörungsfreien Werkstoffprüfung mit Ultraschall. Dementsprechend fanden Ultraschallechogeräte für die Materialprüfung anfänglich auch als diagnostischen Systeme in der Medizin Anwendung. Während der weiteren Entwicklung verfolgten die diagnostischen Systeme und die Systeme für die zerstörungsfreie Werkstoffprüfung zum großen Teil unterschiedliche Ziele. Trotzdem gab es immer wieder Berührungspunkte und neue Modalitäten des einen Anwendungsgebietes wurden und werden immer wieder auf Eignung für das andere Anwendungsgebiet geprüft.

Die Unterschiedlichkeit der Verfahren für die medizinische Diagnostik und die zerstörungsfreie Werkstoffprüfung begründet sich in den unterschiedlichen Ausbreitungsbedingungen der Ultraschallwellen. Für die Anwendung der Sonographie in der Medizin sind folgende Kriterien maßgebend:

- die Ausbreitung der Schallwellen in Weichgewebe überwiegend in Form von Longitudinalwellen mit einer moderate Fortpflanzungsgeschwindigkeit von ca. 1500 m/s,
- die geringfügigen Unterschiede der Schallkennimpedanzen der verschiedenen Gewebearten, die beim Durchgang von Schallwellen Reflexionen bewirken.
- und die vergleichsweise hohe frequenzabhängige Dämpfung in Weichgewebe von ca. 1,5 bis 3 dB/cm bei 3 MHz



Den überwiegenden Beitrag zur Dämpfung der Ultraschallwellen im Gewebe leisten Absorption und Streuung (Abb. 1). Zusätzliche Beiträge liefern Reflexionen an Grenzflächen und die Schallfeldgeometrie.

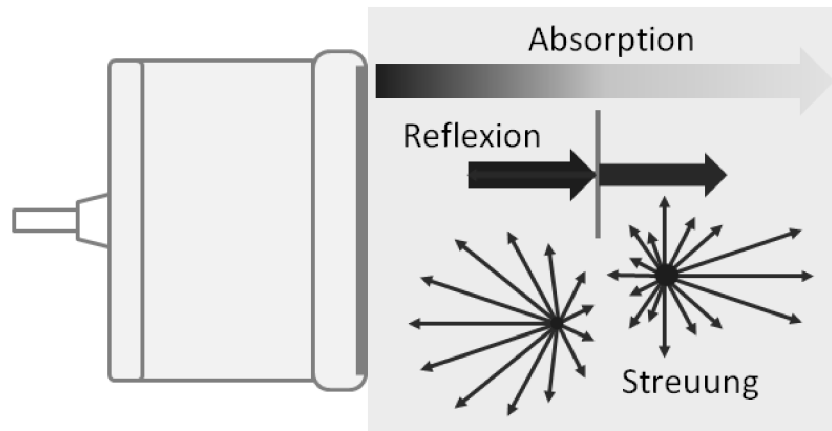


Abb. 1. Beiträge zur Dämpfung von Ultraschallwellen während der Ausbreitung im Gewebe.

1. Konventionelle Ultraschallschnittbilder

1.1 Vom A-Mode zum B-Mode

Der A-Mode in der Sonographie entspricht im Wesentlichen der Arbeitsweise von konventionellen Ultraschallprüfsystemen. Es wird die einhüllende des empfangenen HF-Echosignals in Abhängigkeit von der Zeit bzw. der Eindringtiefe dargestellt. Dämpfungsverluste sind in der Darstellung durch die laufzeitabhängige Verstärkung kompensierbar.

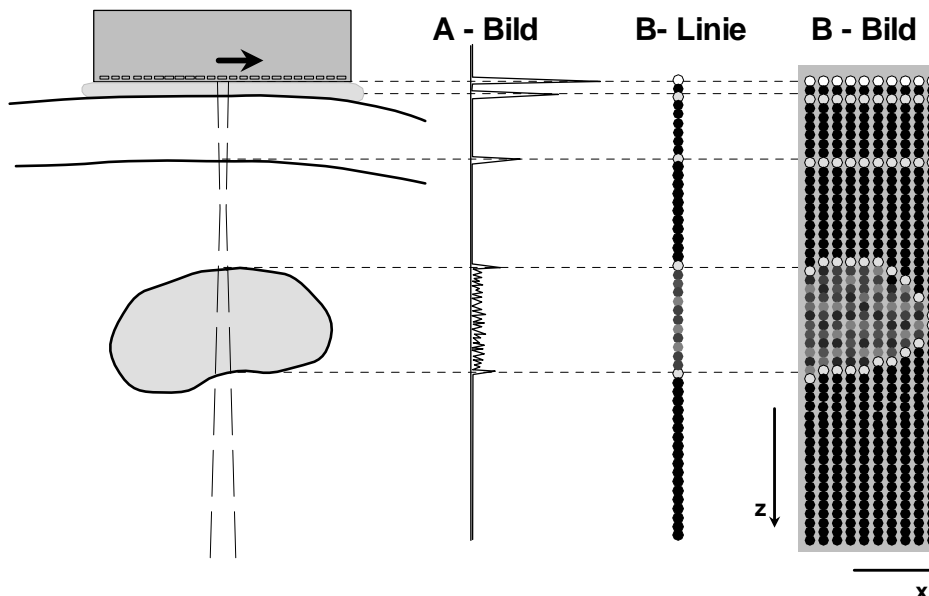


Abb. 2. Prinzip des B-Bild-Verfahrens. Durch schrittweise Verschiebung (oder durch Schwenken) des Schallstrahls wird das Untersuchungsgebiet Linie für Linie abgetastet und die grauwertkodierte Amplituden der Echosignale zu einem Bild zusammengesetzt.

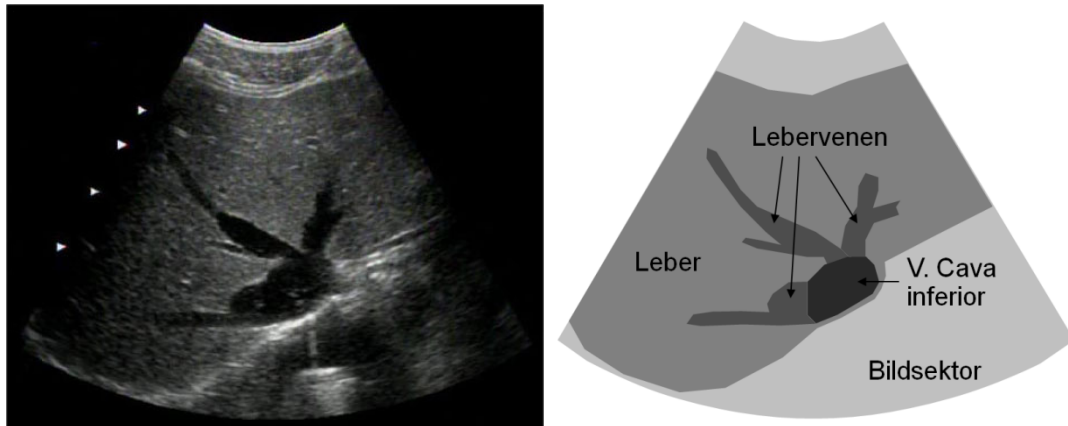


Abb. 3. Beispiel zum B-Mode: Darstellung der Leber im Querschnitt mit erkennbarem Venenstern - hier münden die Lebervenen in die untere Hohlvene (*Vena cava inferior*) - im Zentrum.

Während der A-Mode (A steht für Amplitude) eindimensionale Informationen über den Abstand von reflektierenden Grenzflächen bzw. streuenden Strukturen entlang der akustischen Achse liefert, kann durch schrittweise Veränderung der Richtung der Schallabstrahlung das Untersuchungsgebiet flächenhaft abgetastet und eine zweidimensionale Information gewonnen werden. Der B-Mode (B steht für Brightness = Helligkeit) ist somit ein Schnittbild, bei dem die Bildkoordinaten durch Laufzeit und Wandlerposition/-richtung gegeben sind. Damit ist die Zuordnung der detektierten Echoamplituden zu einem Bildpunkt und damit eine bildliche Darstellung möglich (Abb. 2 und 3).

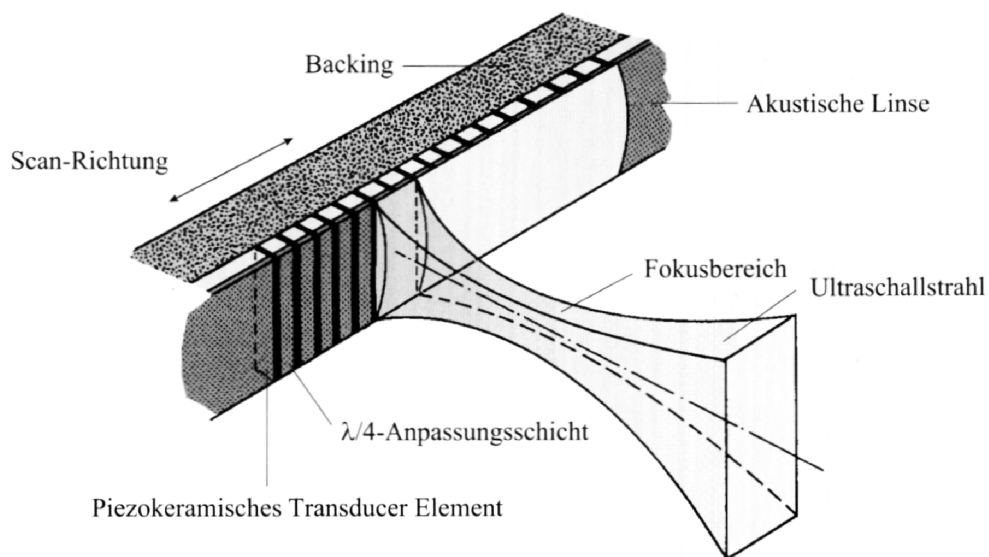


Abb. 4. Typischer Aufbau eines Multielementwandlers. Durch gruppenweise Anregung der Einzellelemente wird die laterale Verschiebung des Schallstrahls realisiert. Zusätzlich kann zu zeitversetzte Anregung der Elemente in einer Gruppe das Schallbündel geschwenkt und fokussiert werden (Quelle: R. Lerch et al.: Technische Akustik. Springer-Verlag 2009).

1.2 Vom Einzelelementwandler zum Array

Die Abtastung des Untersuchungsgebietes erfolgt heute mit Hilfe von Multielementwandlern bzw. Wandlerarrays (Abb. 4), die mechanisch bewegte Einzelwandler weitgehend abgelöst haben. In der Praxis kommen drei Grundformen von Schallköpfen zum Einsatz [1],

die sich durch die Anzahl und Anordnung der Wandlerelemente und die daraus resultierenden Bildformate unterscheiden (Abb. 5).

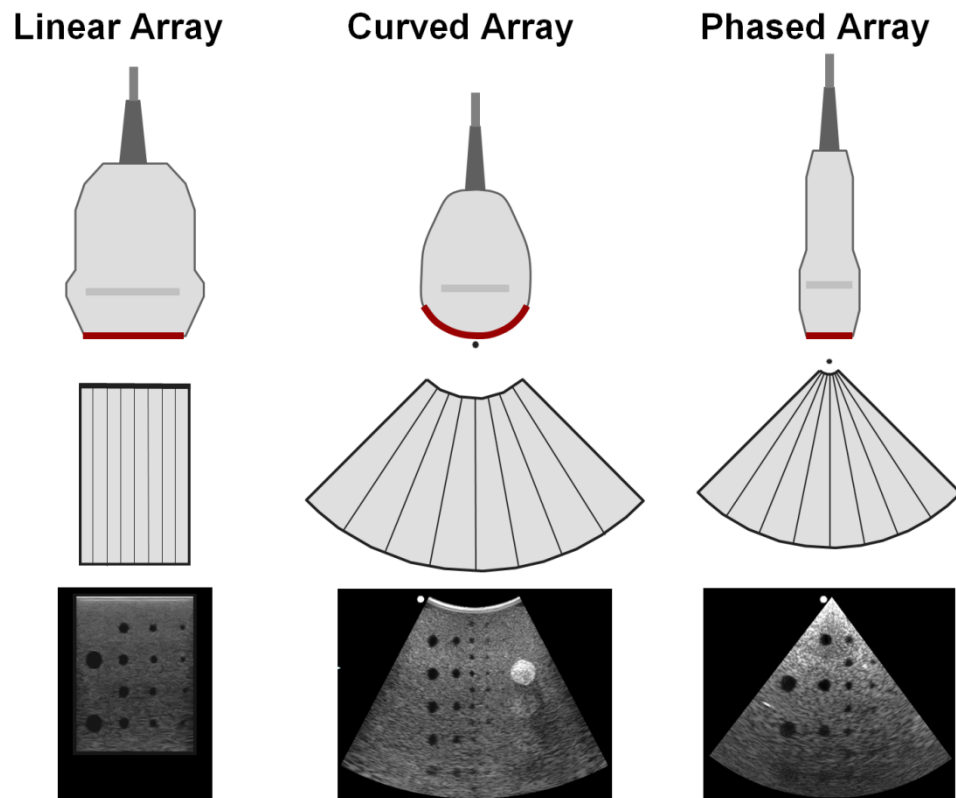


Abb. 5. Schematische Darstellung der Grundformen der Schallköpfe und der dazugehörigen Bildformate (die Beispielabbildungen zeigen künstliche Zysten eines Ultraschalltestobjektes [Modell 539, ATS Laboratories, Bridgeport, USA]).

Bei **Linear Arrays** sind die einzelnen Wandlerelemente entlang einer geraden Linie angeordnet - die Anzahl liegt typisch im Bereich von 128 bis 192 Elemente. Die einzelnen Scanlinien verlaufen parallel zueinander, woraus sich für den gesamten Bildbereich eine homogene Liniendichte ergibt. Linear Arrays eignen sich besonders für die Abbildung oberflächennaher Strukturen (Gefäße, Lymphknoten) und kleinerer Organe (Schilddrüse, Hoden) mit hoher örtlicher Auflösung.

Abweichend dazu werden bei **Curved Arrays** die Wandlerelemente auf einem Kreisbogensegment (Krümmungsradius ca. 50 mm bis 100 mm, Elementanzahl bis 256) angeordnet. Die Scanlinien verlaufen fächerartig auseinander und ermöglichen so mit zunehmender Tiefe die Darstellung eines größeren Gewebeareals, d. h. mit zunehmendem Abstand vom Schallkopf nimmt die Breite der dargestellten Körperregion zu und in Konsequenz die Liniendichte ab. Curved Arrays eignen sich insbesondere für tiefergehende, abdominelle Anwendungen.

Schallköpfe mit einem sehr kleinen Schalleintrittsfenster werden als **Phased Arrays** bezeichnet. Auf einer Breite von ca. 1,5 bis 2,5 cm sind 64 Wandlerelemente angeordnet, die durch phasenversetzte Anregung den Schallstrahl lateral in verschiedene Richtungen schwenken. Mit zunehmender Bildtiefe nimmt hier ebenfalls die Liniendichte und damit die laterale Auflösung ab. Phased Arrays finden vorwiegend im Thoraxbereich oder bei der Echokardiographie Anwendung, da der zur Verfügung stehende Spalt zwischen den Rippen als "Schallfenster" genutzt werden kann.

Insgesamt bestimmen die Schallköpfe mit ihren geometrischen und elektroakustischen Eigenschaften in entscheidender Weise die Bildqualität und die Einsatzbreite des Ultraschallsystems in der medizinischen Diagnostik [2].

1.3 Vom analogen zum digitalen System

In einem B-Bild-System sind heute alle Systemkomponenten auf relativ engem Raum zusammengefasst [3]. Das komplexe Zusammenspiel der verschiedenen Funktionseinheiten zeigt Abbildung 6. Das Nutzer-Interface stellt die Kommunikationsschnittstelle mit dem Anwender dar. Hier können mittels Schaltern und Reglern Einstellungen vorgenommen und Betriebsarten ausgewählt werden sowie Patientendaten eingegeben werden.

Im Front-End sind alle Funktionseinheiten zusammengefasst, die unmittelbar für das Senden und Empfangen der Ultraschallsignale zuständig sind. Dazu gehört die Erzeugung der Schallstrahlen mit der gewünschten Fokussierung, Position und Richtung (Scannen) und der Empfang und die phasenrichtige Zusammenfassung der Echosignale aller beteiligten Wandlerelemente. Diese rechenintensiven Aufgaben werden in digitalen Signalprozessoren (DSP) oder Graphikprozessoren (GPU) ausgeführt.

Das so genannte Back-End ist für die Formierung des Bildes zuständig. Dazu gehört die Konvertierung der Echoamplituden in Grauwerte (Pre-Processing), die Umrechnung der Scankoordinaten in das Bildraster des Displays (Scan-Konvertierung) und die abschließende Bearbeitung des Bildes (Post-Processing). Die im Back-End integrierten Mikroprozessoren und die CPUs übernehmen die Steuerung des gesamten Systems einschließlich der Ausführung von programmgestützten Messungen und alphanumerischen Anzeigen.

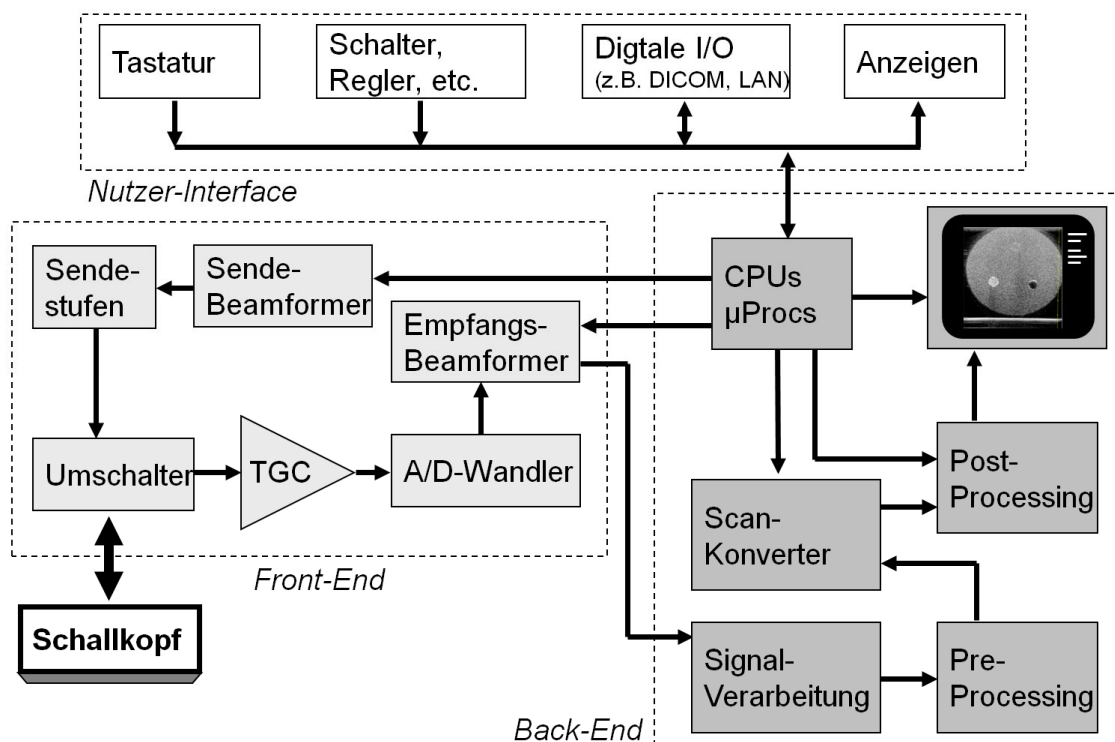


Abb. 6. Blockdiagramm eines modernen digitalen Sonographiesystems

Moderne digitale Systeme mit hoher Rechnerperformance ermöglichen heute neben der konventionellen Schnittbildarstellung und Dopplersonographie eine Vielzahl von neuen Modalitäten, die neben der qualitativen Bildinformation ergänzende quantitative Informationen liefern.

2. Neue Verfahren und Techniken

2.1 Von der Bildüberlagerung bis zu Bildraten im kHz-Bereich

Während der Anfangszeit des diagnostischen Ultraschall waren die so genannten Compound-Scanner in der Praxis weit verbreitet. Hier wurde ein einzelner Schallkopf, der an einem Gelenkarm befestigt war, unter Beibehaltung der Bewegungsebene über die zu untersuchende Körperregion geführt und die genaue Position und Richtung erfasst. Im Gerät wurde aus der Vielzahl der aufgenommenen Scanlinien ein Grauwertbild zusammengesetzt. Trotz des Nachteils des sehr langsamen, schrittweisen Bildaufbaus bestand bei diesem Verfahren schon die besondere Möglichkeit, Untersuchungsregionen aus verschiedenen Richtungen zu betrachten.

Dieser Vorteil wird beim Echtzeit-Compound-Scan (**Real Time Compounding**) wieder aufgegriffen. Durch Variation des Einschallwinkels wird die zu untersuchende Region in mehreren verschiedenen Einschallrichtungen sonographisch erfasst und die so erhaltenen unabhängigen Einzelbilder in einem Bild zusammengeführt. Das führt zu einer erheblichen Reduzierung des Speckle-Artefakts und der geschlossenen Abbildung von Strukturgrenzen [4].

Ein Schnittbild kann auch durch Überlagerung von Einzelbildern mit jeweils anderen Frequenzkomponenten gewonnen werden. Moderne, breitbandige Schallköpfe sind in der Lage viele Frequenzkomponenten zu übertragen, die separat verarbeitet werden. Ebenso kann bereits während des Sendevorgangs eine Zerlegung in die Frequenzkomponenten erfolgen, indem pro Scanlinie nacheinander Ultraschallpulse mit jeweils unterschiedlicher Mittenfrequenz emittiert werden. Die auf diese Weise für jede Frequenzkomponente erhaltenen, optimierten Einzelbilder werden vor der Darstellung wieder kombiniert. In Anlehnung an das Spatial Compounding wird dieses Verfahren als **Frequency Compounding** bezeichnet. Beide Techniken sind kombinierbar.

Das Konzept der synthetischen Apertur ist aus der Radartechnik bekannt und wird auch seit einiger Zeit in der Werkstoffprüfung mit Ultraschall eingesetzt. Die Anwendung in der diagnostischen Bildgebung verlangte zunächst eine Abkehr von der gewohnten sequentiellen, zeilenweisen Erzeugung der Bilder, bei der mit jedem Sende-Empfangs-Zyklus sendeseitig nur in genau eine Tiefe fokussiert werden kann und empfangsseitig der Fokus in Abhängigkeit von der Laufzeit bzw. der Tiefe mitgeführt wird (Prinzip der dynamischen Empfangsfokussierung). Das Prinzip des Synthetic Aperture Imagings (SAI) wird in Abbildung 7 (links) verdeutlicht. Jedes einzelne Wandlerelement sendet nacheinander einen Ultraschallimpuls aus, der sich annähernd als Kreiswelle ausbreitet, also keinerlei Fokussierung aufweist. Die Echos dieser unfokussiert abgestrahlten Wellenfront werden an allen Wandlerelementen gleichzeitig aufgezeichnet und gespeichert. Aus der relativen Lage jedes Objektpunktes zu den jeweiligen Sende-Empfangs-Paar kann über die Laufzeit eine Serie von niedrig aufgelösten Bildern berechnet werden. In Summation ergeben diese Bilder bei gleichbleibender Bildfrequenz ein vollständig über den gesamten Tiefenbereich optimal fokussiertes Bild [5].

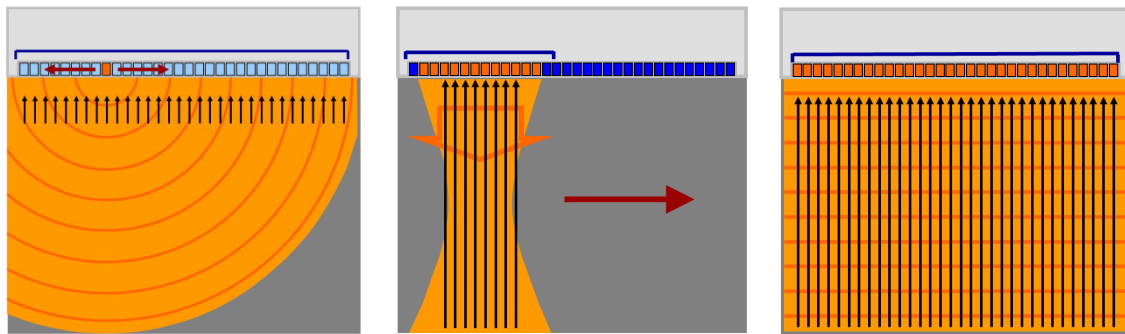


Abb. 6. Prinzip des Synthetic Aperture Imaging (links) und Adaptionen zur Erhöhung der Bildfrequenz durch Reduzierung der erforderlichen Sende-Empfangs-Zyklen auf ca. ein Zehntel (mitte) oder auf einen einzelnen Zyklus (rechts).

Da die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Ultraschallwellen im Gewebe eine feststehende Größe ist, bleiben für die weitere Erhöhung der Bildfrequenz nur zwei Möglichkeiten: Es müssen entweder mehrere Ultraschallimpulse gleichzeitig (oder sehr kurz hintereinander) ausgesendet werden oder die Anzahl der insgesamt zu sendenden Pulse muss reduziert werden. Einen Lösungsansatz zur ersten Möglichkeit bieten prinzipiell kodierte Sendeimpulse und die Dekodierung der sich überlagernden Echos (Coded Excitation) [6]. Hingegen kann die Anzahl notwendiger Sende-Empfangs-Zyklen für die Aufnahme einer vollständigen Scanebene durch eine Adaptation des Synthetic-Aperture-Verfahrens reduziert werden.

Durch Senden eines breiten, schwach fokussierten Schallbündels anstatt des konventionellen, schmalen, stark fokussierten Bündels wird Ultraschallenergie in ein bis zu zehnmals größeres Gewebesegment eingebracht. Die dort entstehenden Echos werden dann, ähnlich dem Prinzip der synthetischen Apertur, von einer Vielzahl von Wandlerelementen empfangen, gespeichert und zum Bild verarbeitet (Abb. 7, mitte). Das Bild entsteht dann nicht wie gewohnt linienweise, sondern segmentweise und die Bildrate kann um den Faktor 10 erhöht werden. Wird schließlich vom Schallkopf nur eine ebene Wellenfront erzeugt, die Ultraschallenergie in das gesamte zu untersuchende Gewebeareal einbringt, kann mit nur einem Sende-Empfangs-Zyklus ein Bild gewonnen werden (Ultra Fast Imaging). Über wenige Sekunden können damit Bildfrequenzen von bis zu 10 kHz aufrecht erhalten werden (Abb. 7, rechts).

Bildfrequenzen im kHz-Bereich sind die Grundlage für quantitative Verfahren zur Bestimmung der Gewebeelastizität [7], bei denen Scherwellen im Gewebe angeregt werden und deren Ausbreitungsgeschwindigkeit ortsaufgelöst erfasst wird (Shear Wave Elastography) [8].

3. Zusammenfassung und Ausblick

Die Entwicklung der diagnostischen Ultraschallverfahren ist durch eine gleichbleibend hohe Innovationsrate geprägt. In diesem Beitrag konnte daher nur einen Ausschnitt der vielfältigen Entwicklungen aufgezeigt werden.

So haben z. B. Verfahren die auf dem Einsatz von Ultraschallkontrastmitteln (gasgefüllte, stabilisierte Mikrobläschen) beruhen eine große Bedeutung in der klinischen Praxis erlangt (CEUS-Contrast Enhanced Ultrasound). Hier geht die Entwicklung weiter in Richtung molekulare Bildgebung und therapeutische Verfahren. Generell ist zukünftig von einer weiteren Kombination von diagnostischen und therapeutischen Ultraschallverfahren auszugehen.

In der Schallkopftechnologie geht die Entwicklung in Richtung zweidimensionaler Arrays (Matrix-Arrays) die durch Schwenken des Schallstrahl das Volumen vor dem Ultraschallwandler abtasten können (3D-Ultraschall) und das Schallbündel nicht nur in der Bildebene, sondern auch senkrecht dazu fokussieren können. Die ersten Schallköpfe mit ca. 9000 Einzelementen sind bereits am Markt.

Durch die Kombination neuer Techniken mit konventionellen Verfahren eröffnen sich schon jetzt oder zukünftig, mit der Verfügbarkeit leistungsstärkere Rechner, weiterführende diagnostische Möglichkeiten. Ein Beispiel ist die Verbindung der Dopplersonographie mit dem Ultra-Fast-Imaging-Verfahren [9] oder in Zukunft eine 3D-Scherwellenelastographie.

Referenzen

- [1] P. Hoskins, K. Martin, A. Thrush: Diagnostic Ultrasound - Physics and Equipment. Cambridge Univ. Press, 2010.
- [2] S. Delorme, J. Debus, K.-V. Jenderka: Duale Reihe - Sonographie. Thieme, 2012.
- [3] T. Szabo: Diagnostic Ultrasound Imaging Inside Out. Elsevier Academic Press. 2004.
- [4] R.R. Entekin, B. A. Porter, H. H. Sillesen et al.: Real-time spatial compound imaging: application to breast, vascular, and musculoskeletal ultrasound. Semin Ultrasound CT MR 2000. Vol. 22. S. 50-64.
- [5] J.A. Jensen, O. Holm, L. J. Jensen: Ultrasound Research Scanner for Real-time Synthetic Aperture Data Acquisition. In: IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr. Vol. 52 2005. S. 881-891.
- [6] T. Misaridis, J. A. Jensen: Use of modulated excitation signals in ultrasound. Part I: Basic concepts and expected benefits. IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr. Vol 52 2005. S. 176-190.
- [7] K.R. Nightingale, S. A. McAleavey, G. E. Trahey: Shear wave generation using acoustic radiation force: In vivo and ex vivo results. Ultrasound Med Biol. Vol. 29 2003. S. 1715-1723.
- [8] J. Bercoff, M. Tanter, M. Fink: Supersonic Shear Imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr. Vol. 51 No. 4 2004. S. 396-409.
- [9] J. Bercoff, G. Montaldo, T. Loupas, D. Saverly, F. Meziere, M. Fink, M. Tanter: Ultrafast compound Doppler imaging: providing full blood flow characterization. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. Vol 58 2011 S. 134-47.