

Weiterentwicklung der digitalen sonographischen Verfahren

9.1 Dreidimensionale Sonographie im Kopf-Hals-Bereich

9.1.1 Prinzip des dreidimensionalen Ultraschalls

Mit dem konventionellen B-Bild werden Strukturen in mehreren Ebenen untersucht und die einzelnen Bilder werden vom Arzt in ihrem räumlichen Aufbau mental zusammengesetzt, um ihre Struktur zu erfassen. Dabei gibt es Probleme in der Erfassung von Details des Befundes. Das Ziel der dreidimensionalen Ultraschall-darstellung ist es, dem Untersucher durch ein dreidimensionales Bild, das aus den Informationen mehrerer einzelner Schnittbilder zusammengesetzt wurde, einen verbesserten Einblick in die Struktur des untersuchten Originals zu liefern. Über derartige erfolgreiche Sekundärrekonstruktionen wurde bereits auf verschiedensten anderen medizinischen Gebieten berichtet, beispielsweise in der Radiologie für die Computertomographie und die Magnetresonanztomographie bis hin zur Histopathologie. Gerade in der Sonographie des Kopf-Hals-Bereiches erscheint eine dreidimensionale Darstellung geeignet, da sie zwischen der Palpation außen und der Spiegelung innen eine räumliche, naturgetreue Erfassung der Pathologie mittels 3-D-Rekonstruktion auf die Therapieplanung (konservativ und insbesondere operativ) wichtigen Einfluss haben kann. Bisher konnten sonographisch nur auf der Körperoberfläche senkrecht stehende Ebenen dargestellt werden, die dritte, zur Körperoberfläche parallele Ebene (C-Bild), konnte nicht gesehen werden. Die sich anbietende Lösung dieses Problems ist eine dreidimensionale Darstellung eines mit Ultraschall untersuchten Volumens. Dieses erfordert die vom Computer erstellte Rekonstruktion eines Untersuchungsbefundes aus lückenlosen, regelhaften 2-D-Datensätzen gleicher Abstände. Diese in Folge angeordneten, nahe beieinander liegenden einzelnen Ultraschallschnitte erfassen jeweils einzelne Schnittebenen eines Volumens. Von diesem Volumen wird durch einen Computer unter Verwendung aller Einzelschnitte eine räumliche dreidimensionale, perspektivische

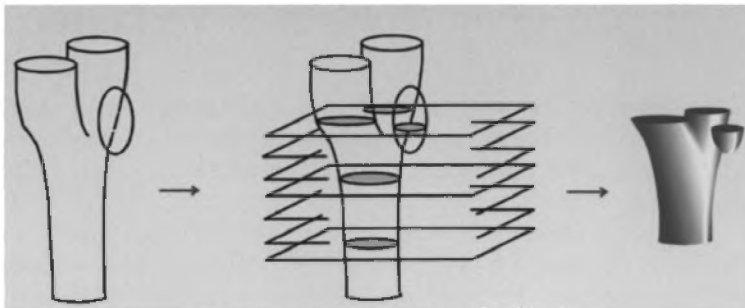
Darstellung berechnet und auf dem Bildschirm dargestellt. Dies bezeichnet man als dreidimensionalen Ultraschall (3-D-Ultraschall). Die meisten Geräte (Kretz, Siemens, früher auch Dornier) bieten auch die Möglichkeit zu einer detaillierten Volumenanalyse mittels Darstellung der 3 aufeinander senkrecht stehenden Raumebenen (x-, y- und z-Ebene). Das Novum bei diesem Verfahren ist das C-Bild (Constant depth scan). Hierbei handelt es sich um eine zur Oberfläche parallele Darstellung der z-Schnittebene. Diese wird vom Computer berechnet, indem er von jedem B-Bild in gleichem Abstand von der Oberfläche die einzelnen Graustufenwerte der konventionellen B-Bilder über die gesamte Scanbreite herausgreift und zum C-Bild zusammensetzt.

9.1.2 Methoden

Bisher wurden verschiedene Methoden in der dreidimensionalen Sonographie entwickelt. Sie unterscheiden sich prinzipiell in der Befunderhebung und in der Bildverarbeitung.

9.1.2.1 Befunderhebung

Bei jedem bildgebenden Verfahren, das aufeinanderfolgende Serienschnitte erstellt, lässt sich aus einem Satz von Serienschnitten ein dreidimensionales Bild erstellen. Um aus den einzelnen B-Bild-Schnitten ein unverzerrtes und maßstabgetreues 3-D-Bild zu erhalten, müssen die einzelnen Schichten in der exakten räumlichen Orientierung rekonstruiert werden, in der sie aufgenommen wurden. Hierfür müssen alle 3 Raumkoordinaten jedes zweidimensionalen Ultraschallschnittes sowie die Relation zueinander bekannt sein. Um diese Raumkoordinaten genau zu bestimmen, wurden verschiedene Systeme entwickelt. Die Berechnung nach der Befunderhebung ist am einfachsten, wenn die Einzelebene immer gleich orientiert und anhand eines regelmäßigen Schemas, meist parallel, erstellt werden (Abb. 152). Eine Alternative dazu stellt ein System dar, das die Einzelschnitte an-



Schematische Darstellung der Karotidgabel mit vergrößertem Halslymphknoten

B-Bild-Schnittbildserie des Befundes mittels Parallelverschiebung

3-D-Befunddarstellung errechnet aus der Summe der B-Bild-Einzelschnitte

Abb. 152. Befunddarstellung in B-Schnittbildserien und Berechnung der 3-D-Darstellung aus allen B-Bild-Einzelschnitten

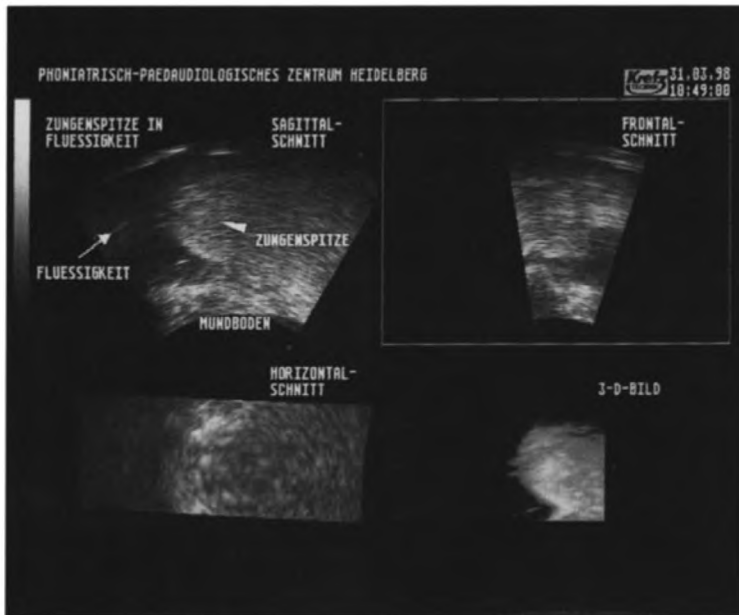


Abb. 153. 3-D-Darstellung des Mundinnenraums

ders angeordnet, z. B. im Schichtenfächer oder axial rotiert. Es ist auch möglich, dass die Einzelschnitte willkürlich angeordnet sind; dies erfordert aber eine hohe Rechnerleistung bei der 3-D-Rekonstruktion und detaillierte Information über die Orientierung der Schnittebene im Raum.

9.1.2.2 Befunddarstellung

Die verschiedenen Entwicklungen in der Befunddarstellung unterscheiden sich darin, wie der vom Ultraschallgerät dreidimensional erhobene Befund abgebildet wird. Auf dem Bildschirm kann der dreidimensionale Befund durchsichtig (Ringstrukturdarstellung), halbdurchsichtig (Graustufenbilder) oder undurchsichtig (3-D-Oberflächendarstellung) zur Abbildung kommen. Vorteilhaft erscheint ein halbdurchsichtiges Graustufenbild (Abb. 153). Hierbei fließen die meisten der 2-D-Bildpunkte in die 3-D-Darstellung ein. Man

erzielt eine möglichst große Objektivität. Allerdings stellt diese Darstellungsform hohe Anforderungen an den Untersucher. Er benötigt viel Erfahrung.

9.1.3 Ausblicke

Die Rechenzeit des Computers für die Bildverarbeitung und -darstellung steigt mit der Anzahl der verwendeten Datensätze an. Eine echte Real-time-Darstellung eines dreidimensionalen Bildes ist heute noch nicht möglich. Die dreidimensionale Darstellung von Ultraschallbefunden kann als wünschenswerte Verbesserung und Entwicklung der Ultraschalluntersuchung angesehen werden. Sie trägt zur Optimierung der diagnostischen Verlässlichkeit bei. Eine Verkürzung der Untersuchungszeit oder Befunddokumentation ist heute noch nicht realisierbar. Eine dreidimensionale Volumenberechnung ist dagegen möglich und ist ein wesentliches Kriterium in der Sonographie im Hin-

blick auf eine exakte klinische Verlaufskontrolle von Raumforderungen oder für die Planung einer entsprechenden chirurgischen Therapie. Dies wurde in anderen medizinischen Gebieten mit der Computertomographie bereits beschrieben. Die 3-D-Sonographie kann auch einen wichtigen Beitrag bei der Konzeption ultraschallgestützter Eingriffe anbieten, wodurch die Sensitivität der ultraschallgeführten Feinnadelaspirationszytologie von derzeit 76% (bei 100% Spezifität) noch gesteigert werden könnte. Ein weiterer Vorteil dieser Ultraschallmethode lässt sich auch in einer größtmöglichen Objektivität sehen, da eine untersucherabhängige Befundselektion wie bei anderen, oben beschriebenen 3-D-Ultraschallmethoden entfällt. Diese aufwendige Untersuchungsmethode erlaubt es dem weniger erfahrenen Untersucher nicht, schneller und sicherer Befunde erheben zu können. Sie ist apparatetechnisch und zeitlich aufwendig. Die Erweiterungen (C-Bild, 3-D-Anwendungen) der Untersuchungsmethode versprechen jedoch eine Verbesserung in der Beantwortung diagnostischer und differentialdiagnostischer Fragestellungen in der Zukunft.

9.2 Panoramabildverfahren

9.2.1 Physikalische Grundlagen

Panoramabildverfahren erlauben die Erzeugung von Ultraschallbildern mit einem gegenüber der normalen Schallkopfpapertur erweiterten Bildfeld. Durch die rechnergestützte Zusammensetzung vieler einzelner Bilder zu Panoramabildern können beispielsweise große Organe oder Raumforderungen besser dar-

gestellt, aber auch anatomische Zusammenhänge verdeutlicht werden.

Aufgrund des hohen Übereinstimmungsgrades zwischen den einzelnen Bildern im Real-time-Betrieb ist es möglich, Bildvergleichstechniken zu verwenden, um die Schallkopfbewegungen über den Körper zu ermitteln. Nach der Erfassung werden die Bilder in mehrere Unterbilder geteilt, um Bewegungen zu vergleichen und zu messen. Das Aufzeichnungsverfahren auf der Basis von Einzelbildern besteht aus 3 Hauptprogrammen:

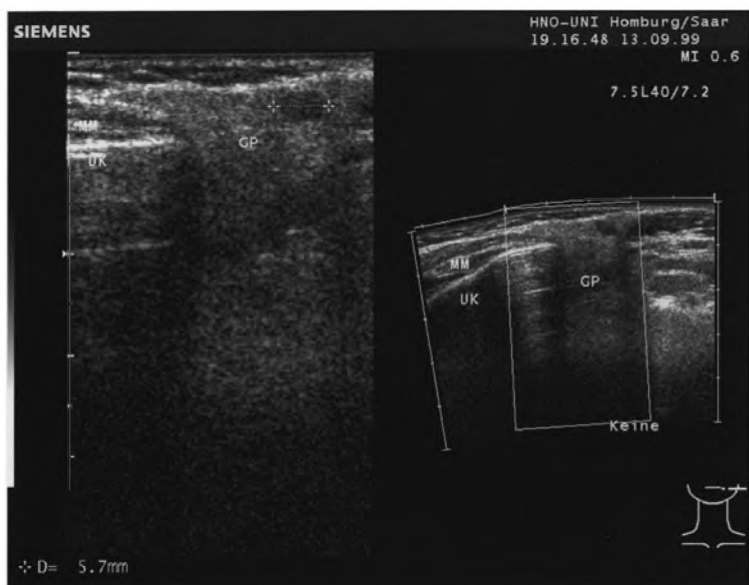
- einem Bewegungsfehlerkorrekturprogramm, das Ungenauigkeiten bei der Bewegungsberechnung beseitigt;
- einem Gesamtbewegungsberechnungsprogramm, das die gemessenen lokalen Bewegungsvektoren erfasst, kombiniert und einen Gesamtbewegungsvektor für das Bild erzeugt;
- einem Bilddarstellungsprogramm, das die geometrische Bildtransformation durchführt und mehrere Bilder zusammenfügt.

Die neuesten Versionen von Panoramabildverfahren nutzen bereits zusätzlich die Farbdopplertechnik zur Bilddarstellung.

9.2.2 Untersuchungsgang

Der Panoramabildmodus kann am Ultraschallgerät per Tastendruck aktiviert werden. Die Bilddarstellung beginnt mit einem Standardbildfeld, das erweitert wird, indem der Schallkopf in Längsrichtung langsam über die zu untersuchende Region geführt wird. Die optimale Bewegungsgeschwindigkeit des Schallkopfes

Abb. 154. Darstellung eines Querschnitts im Bereich der linken Glandula parotis (+ vergrößerter Lymphknoten) im Cine-Modus mit Panoramabild und einem einzelnen vergrößerten Bildausschnitt. GP Glandula parotis, MM M. masseter, UK Unterkiefer



lässt sich während des Bildaufbaus über eine Geschwindigkeitsanzeige am Bildschirm finden. Abrupte oder ungleichförmige Bewegungen sind zu vermeiden, will man ein möglichst artefaktfreies Bild erzielen. Bildanfang und Bildende werden per Tastendruck definiert. Der Schallkopf sollte parallel zur Oberfläche und in vollem Kontakt mit der Haut geführt werden. Das gewonnene Bild kann dabei auf eine einzige Schallebene beschränkt sein oder sich auf mehreren Ebenen befinden, um beispielsweise einem gewundenen Gefäßverlauf zu folgen. Das letztlich gewonnene Bild kann nachbearbeitet werden. Es kann in seiner Größe verändert und rotiert bzw. geschwenkt werden. Die Einzelbilder können im Cine-Modus zur Durchsicht abgerufen werden (Abb. 154), selbst die Bestimmung von Größen und Distanzen lässt sich im Panoramabildmodus problemlos und genau durchführen.

9.2.3

Möglichkeiten und Wertung

Durch die übersichtliche weiträumige Darstellungsweise der Panoramabildverfahren können große Organe oder ausgedehnte pathologische Befunde mit den sie umgebenden unauffälligen Strukturen komplett abgebildet werden, was die topographische Orientierung erleichtert. Dies bietet sich unter anderem bei der Untersuchung von Tumoren im gesamten Kopf-Hals-Bereich an, aber auch größere entzündliche Veränderungen lassen sich so besser erfassen. Ebenfalls können multipel auftretende kleinere Veränderungen gut in ihrer Gesamtheit und in ihrer Lage zueinander zur Darstellung kommen, wie dies z. B. bei einem malignen Lymphom mit Befall der Zervikalregion der Fall sein kann. Eine weitere Möglichkeit der Darstellung besteht darin, durch eine beidseitige Erfassung von paarig angelegten Organen auffällige Befunde im

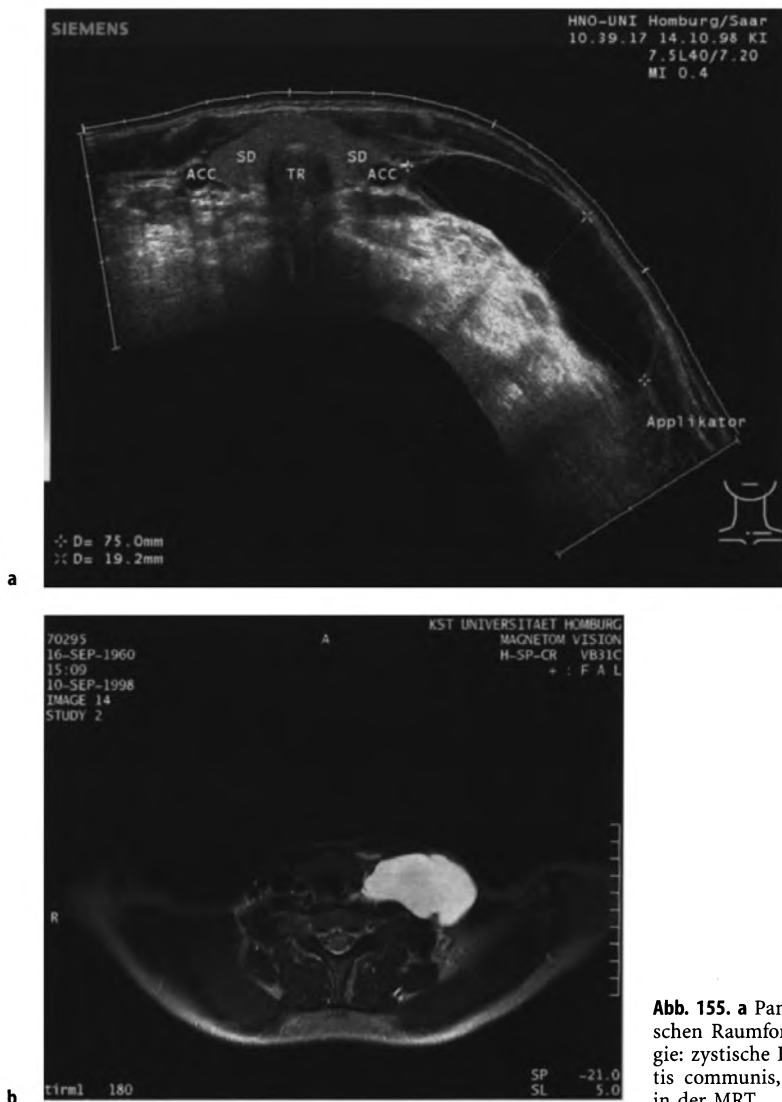


Abb. 155. a Panoramabild im Querschnitt bei einer großen zystischen Raumforderung am linken Hals supraklavikulär (Histologie: zystische Erweiterung des Ductus thoracicus). *ACC* A. carotis communis, *SD* Schilddrüse, *TR* Trachea. **b** Gleicher Befund in der MRT

Seitenvergleich leichter erkennen zu können. Die Anfertigung solcher Schnittbilder empfiehlt sich unter anderem im Mundbodenbereich unter Einbeziehung der Unterkieferspeicheldrüsen, oder in den kaudalen Halsabschnitten in Höhe der Schilddrüse.

Mit Hilfe der Panoramabildverfahren kann sich die B-Bild-Sonographie daher durchaus mit den sonstigen etablierten Schnittbildtechniken wie der Computertomographie oder der Kernspintomographie messen lassen (Abb. 155a,b). Dabei verfügt die Ultraschalldiagnostik über die zusätzlichen Vorteile, deutlich kostengünstiger und schneller durchführbar zu sein und den Patienten keiner Strahlenexposition auszusetzen. Die hohe Auflösung der B-Bild-Sonographie verringert sich im Panoramabildmodus nicht, auch wenn die dargestellten Strukturen auf dem Monitor oder dem Printbild kleiner abgebildet werden als sonst üblich. Sollen innerhalb eines bestimmten Abschnittes eines solchen Panoramabildes einzelne Details noch besser zur Darstellung kommen, kann dies mit Hilfe des Cine-Modus erreicht werden, der das erfasste Bild in Form von Einzelbildern auflöst und dabei vergrößert. Weiterhin bietet die Sonographie den Vorteil, in der Wahl der Schnittrichtung sehr viel flexibler als andere bildgebende Methoden zu sein. So können beispielsweise Schnittbilder in Längsrichtung, aber auch in schräger oder gekrümmter Verlaufsrichtung problemlos ausgeführt werden. Dies erleichtert vor allem die Darstellung von länglichen Strukturen wie z.B. Gefäßen oder aufgestauten Speicheldrüsen-gängen. Die Anfertigung mehrerer Schnittbilder verbessert schließlich zusätzlich die räumliche Orientierung. Durch die Möglichkeit, erfasste Befunde ausmessen zu können, empfiehlt sich das neue Verfahren auch für die Verlaufsbeobachtung und die Tumornachsorge.

Darüber hinaus bestehen die übrigen bekannten Grenzen der ultrasonographischen Diagnostik weiterhin: Knöchernen Strukturen können allenfalls an ihrer Oberfläche erfasst werden, und den Ultraschallwellen nicht zugängliche Regionen (z.B. distal von knöchernen Strukturen, zu tief gelegene Strukturen) kommen ebenfalls nicht zur Darstellung. Die Grenzen des neuen Verfahrens werden bei stark unregelmäßig gekrümmter Hautoberfläche (z.B. stark vorspringende Halslymphknotenmetastasen) oder sehr unruhigen Patienten (z.B. Kinder, heftige Atemexkursionen bei Dyspnoe) erreicht, weil es dann zu den sog. Mehr-lagenartefakten kommen kann, die eine exakte Befunderhebung verhindern und das Ausmessen von Veränderungen unmöglich machen können.

Im Kapitel B-Bild-Sonographie werden weitere Beispiele der Panoramabildtechnik demonstriert (s. Kap. 3, Abb. 33, 45, 49 c, 58, 62 a, 69 c, 72, 73).

9.3

Tissue harmonic imaging

9.3.1

Physikalische Grundlagen

Es ist bekannt, dass Ultraschallbilder aufgrund von Defokussierung oder Phasenverschiebungen, die durch Inhomogenitäten im Gewebe verursacht werden, einen signifikanten Verlust an lateraler Auflösung und Kontrastauflösung erfahren. Die Verringerung der Auflösung hängt mit der Verbreiterung der Hauptschallkeule und der Verstärkung von Nebenkeulen zusammen. Dieser Auflösungsverlust stellte bisher eine wesentliche Hürde auf dem Weg zu einer weiteren Verbesserung der klinischen Aussagekraft von Ultraschallbildern dar.

Ein neues Verfahren, Tissue harmonic imaging, verwendet die Nichtlinearität des im Gewebe propagierenden Schalls und ermöglicht eine Korrektur der defokussierenden Effekte. In Verbindung mit den fortgeschrittenen Techniken der Signalverarbeitung basiert das Ultraschallbild auf den empfangenen, nichtlinearen, höheren harmonischen Anteilen des ausgesendeten Signals.

Die neue Technologie verbessert die räumliche Auflösung und die Kontrastauflösung des Gewebes im Vergleich zu konventionellen B-Bildern nicht nur bei adipösen Patienten, sondern auch bei vielen anderen Anwendungen. Die erzielten Bilder erscheinen klarer und schärfer.

9.3.2

Anwendung

Das einfache Ein- und Ausschalten und die optimierten Voreinstellungen erlauben ein schnelles und unkompliziertes Arbeiten mit Tissue harmonic imaging. Es können Schallkopfsendefrequenzen von 1,8–7,0 MHz verwendet werden. Tissue harmonic imaging kann auch im Panoramabildmodus eingesetzt werden.

Ungewohnt erscheint der erhöhte Kontrast der TMI-Bilder, welcher zu einer Veränderung der Gewebemusterdarstellung führt.

Ein weiteres Anwendungsgebiet der Bildgebung mit harmonischen Frequenzanteilen stellt *Contrast harmonic imaging* dar. Genutzt werden hierbei Frequenzen, die auf Grund von Resonanzen der Echosignalverstärker (ESV = Ultraschallkontrastmittel) entstehen. Die Präsentation dieser Frequenzen läßt die Perfusion mit dem ESV gegenüber dem Gewebe stärker hervortreten und erlaubt eine bessere Beurteilung des Perfusionsmusters sowie dessen zeitliches Verhalten.