

M. D. SEEBERGER · H.-R. ZERKOWSKI
Herausgeber

Die Echokardiographie im perioperativen und intensivmedizinischen Bereich

Mit CD-ROM

Mit 143 zum Teil farbigen Abbildungen
in 210 Einzeldarstellungen und 30 Tabellen

STEINKOPF
DARMSTADT

Prof. Dr. med. Manfred D. Seeberger
Departement Anästhesie
Universitätsspital Basel
Spitalstr. 21
4031 Basel

Prof. Dr. med. Hans-Reinhard Zerkowski
Ordinarius für Herz- und Thoraxchirurgie
Universitätsspital Basel
Spitalstr. 21
4031 Basel

ISBN-10 3-7985-1607-3 Steinkopff Verlag, Darmstadt
ISBN-13 978-3-7985-1607-6 Steinkopff Verlag, Darmstadt

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funk-sendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

Steinkopff Verlag Darmstadt
ein Unternehmen von Springer Science+Business Media

www.steinkopff.springer.de

© Steinkopff Verlag Darmstadt 2007

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk be-rechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jeder-mann benutzt werden dürften.

Produkthaftung: Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzel-fall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

Redaktion: Dr. Annette Gasser Herstellung: Holger Frey
Umschlaggestaltung: Erich Kirchner, Heidelberg
Satz: K + V Fotosatz GmbH, Beerfelden

SPIN 11662815 Gedruckt auf säurefreiem Papier

Die Echokardiographie hat im perioperativen und intensivmedizinischen Bereich einen hohen Wert als nicht (oder wenig) invasive, schnell verfügbare Methode für Diagnostik, Therapiesteuerung und Verlaufskontrollen. Eine moderne Akutmedizin ohne Einsatz der Echokardiographie ist nicht mehr möglich. Die Qualität der echokardiographischen Bilder hat sich dank einer steten technologischen Entwicklung kontinuierlich verbessert und neue methodische Ansätze haben die Möglichkeiten der Echokardiographie erweitert und einige Schwächen der Methode ausgemerzt.

Unabhängig von erfolgten oder künftigen methodischen Verbesserungen besteht die Notwendigkeit, dass alle akutmedizinisch tätigen Ärztinnen und Ärzte über ein genügendes Verständnis der Indikationen und der Aussagekraft der Echokardiographie verfügen. Ein vertieftes Wissen zu Anatomie und (Patho-) Physiologie des Herz-Kreislaufsystems sowie ein gutes räumliches Vorstellungsvermögen und manuelle Fertigkeiten benötigt, wer Echokardiographien selber durchführt. Diese Qualifikationen gepaart mit der Fähigkeit zur Zusammen-

arbeit mit allen anderen bei der Patientenbetreuung involvierten Fachleuten sind Voraussetzungen für eine nutzbringende Anwendung der Echokardiographie. Die fachliche Herkunft der Echokardiographie-Spezialisten ist hingegen nicht essentiell, wie die gemeinsam von der kardiologischen „European Association of Echocardiography“ und der „European Association of Cardiothoracic Anaesthesiologists“ durchgeführte Akkreditierung in transösophagealer Echokardiographie zeigt.

In den vergangenen Monaten hat die Zeitschrift *Intensivmedizin und Notfallmedizin* unter dem Titel „Die Echokardiographie im perioperativen und intensivmedizinischen Bereich“ eine Serie von Artikeln publiziert, die einen aktuellen und umfassenden Überblick über die Echokardiographie in der Notfall- und Intensivmedizin sowie bei intraoperativen Fragestellungen geben sollte. Das vorliegende Buch fasst diese Artikel zusammen. Neben gedrucktem Text und Abbildungen finden Sie bei allen Artikeln Verweise auf Filmsequenzen, die als illustrative Beispiele auf der beigelegten CD einsehbar sind. Zusätzlich zu den Artikeln der Echo-Serie

wurde in der Buchausgabe ein einleitendes Kapitel über die physikalischen Grundlagen der Echokardiographie beigelegt. Die international für ihre hervorragenden fachlichen und didaktischen Qualitäten bekannten Echokardiographie-Fachleute aus den Fachgebieten Kardiologie, Anästhesie und Herzchirurgie leiten (abgesehen vom einleitenden Grundlagen-Artikel) die Thematik jeweils mit einer Fallbeschreibung ein und besprechen diese anschließend im Sinne eines umfassenden, aber praxisorientierten Überblicks.

Wir hoffen, dass dieses Buch all jenen gute Dienste erweist, die intensivmedizinische, notfallmedizinische und chirurgische Patienten mit Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems betreuen und sich einen fundierten Überblick über die aktuellen Möglichkeiten der Echokardiographie verschaffen wollen. Wir wünschen Ihnen Erkenntnisgewinn und Freude bei Lektüre und interaktiver Betrachtung.

Basel im November 2006

Manfred D. Seeberger
Hans-Reinhard Zerkowski

	Vorwort	III
D.A. Bettex, P.-G. Chassot, P. Rhomberg	Physikalische Grundlagen der Echokardiographie	1
M. Filipovic, K. Skarvan, M.D. Seeberger	Wie geht es dem linken Ventrikel? Die linksventrikuläre Funktion und ihre Bedeutung bei hämodynamisch instabilen Patienten	26
M.H. Hust, A. Wisbar, H. Schmidt, J. Haas, F. Al-Shajlawi, K.K. Haase	Fallbeispiel: Akute hämodynamische Instabilität drei Tage nach Hinterwandinfarkt	37
M.H. Hust, A. Wisbar, H. Schmidt, J. Haas, F. Al-Shajlawi, K.K. Haase	Ischämische hämodynamische Instabilität bei Intensivpatienten Stellenwert der Echokardiographie	38
K. Skarvan, F. Bernet	Fallbeispiel: Akutes Koronarsyndrom nach Koronarographie	51
K. Skarvan, F. Bernet	Ischämische Mitralklappeninsuffizienz	52
H. Tschernich, R. Seitelberger, M. Hiesmayr	Fallbeispiel: Myokardinfarkt nach Mitralklappenrekonstruktion? ..	63
H. Tschernich, R. Seitelberger, M. Hiesmayr	Untersuchung der Klappenfunktion nach Mitralklappen- rekonstruktion	64
H. Eggebrecht, B. Plicht, T. Buck, R. Erbel	Fallbeispiel: Echokardiographische Abklärung des Patienten mit akutem Thoraxschmerz auf der Notfallstation	78
H. Eggebrecht, B. Plicht, T. Buck, R. Erbel	Echokardiographische Abklärung des Patienten mit akutem Thoraxschmerz auf der Notfallstation	79
A. Kessel-Schaefer, P. Buser, A. Linka, M. Siegemund	Fallbeispiel: Patientin mit unklarer Sepsis auf der Intensivstation .	92
A. Kessel-Schaefer, M. Siegemund, P. Buser, A. Linka	Sepsis auf der Intensivstation Endokarditis als Differentialdiagnose!	93
H.-G. Kehl, Ch. Schmidt, T.D.T. Tjan, D. Stege, J. Vogt, P.K. Zahn	Fallbeispiel: Akute kardiale Dekompensation 12 Jahre nach Korrektur-Operation eines angeborenen Herzfehlers	99
H.-G. Kehl, C. Schmidt, T.D.T. Tjan, H.H. Scheld, H.K. van Aken, P.K. Zahn	Kongenitale Herzvitien im Erwachsenenalter Perioperative Echokardiographie für notfallmäßige und elektive nicht-kardiochirurgische Operationen	101
J.M. Erb	Fallbeispiel: Akute hämodynamische Instabilität bei einem Patienten mit linksventrikulärem Assist Device	122
J.M. Erb	Rolle der Echokardiographie in der intensivmedizinischen Betreuung von Patienten nach Herztransplantation oder Implantation eines ventrikulären Assist Device	123

I. Michaux, K. Skarvan, M. Filipovic, M. Seeberger	Fallbeispiel: Kreislaufkollaps auf der Notfallstation	136
I. Michaux, K. Skarvan, M. Filipovic, M.D. Seeberger	Echokardiographische Beurteilung des rechten Herzens beim perioperativen und intensivmedizinischen Patienten	138
R. Maier, V. Stadlbauer, D. Duller, N. Watzinger, E. Mahla, M. Wonisch, F.M. Fruhwald, M. Schweiger, H. Brussee, A. Wasler, K. Tscheliessnigg	Fallbeispiel: Echokardiographische Evaluierung einer potenziellen Herz-Organspenderin	156
R. Maier, V. Stadlbauer, D. Duller, N. Watzinger, E. Mahla, M. Wonisch, F.M. Fruhwald, M. Schweiger, H. Brussee, A. Wasler, K. Tscheliessnigg	Beurteilung eines potenziellen Herz-Organspenders Eine Übersichtsarbeit mit besonderer Berücksichtigung echokardiographischer Aspekte	157
D. Bolliger, K. Skarvan	Fallbeispiel: Schwere Hypotension nach Einleitung der Allgemeinanästhesie	166
D. Bolliger, K. Skarvan, M.D. Seeberger, M. Filipovic	Die Rolle der Echokardiographie bei der Abklärung eines hämodynamisch instabilen Patienten	168

D. A. Bettex
P.-G. Chassot
P. Rhomberg

Physikalische Grundlagen der Echokardiographie

Definition

Der Untersucher sollte die physikalischen Grundlagen der Echokardiographie gut verstehen, da sie eine wichtige Rolle in der Erstellung der Echobilder spielen. Diese Grundkenntnisse sind der Hauptfaktor, um die Echobilder optimieren zu können; und fehlende Kenntnisse dieser physikalischen Grundlagen kann sogar zu falschen Diagnosen führen.

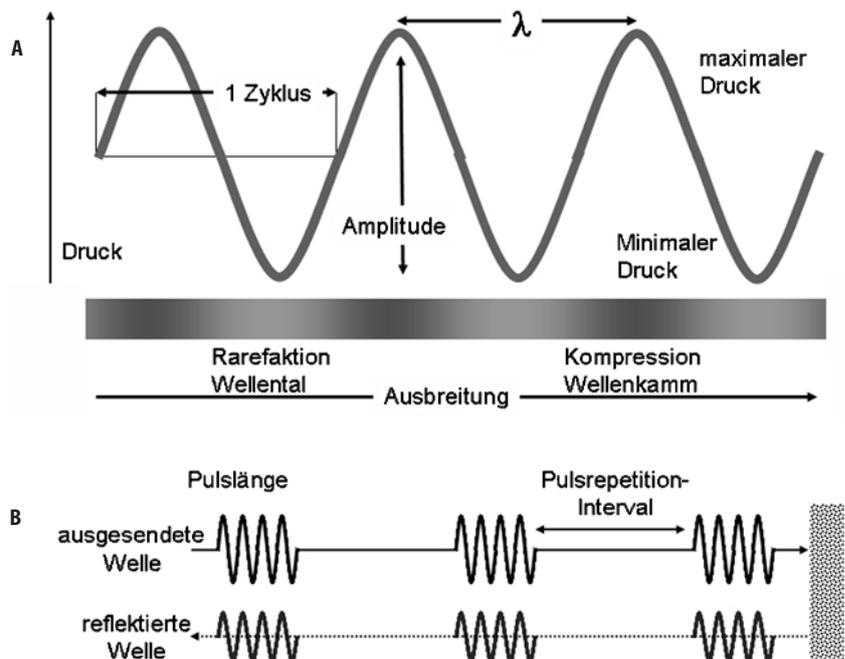
Ultraschall (US) ist eine mechanische Druckwelle, die sich durch bestimmte Gewebe ausbreitet. Diese Gewebe von genügender Dichte werden mit einer bestimmten Frequenz zu mechanischen Schwingungen angeregt und leiten diese Schwingungen fort

(Abb. 1 A). Die Druckamplitude ist der maximale gemessene Druck (in Dezibel, dB); die akustische Intensität, oder die Leistung (auch in dB) steht im Verhältnis zum Quadrat der Druckamplitude. Die dB Skalierung ist logarithmisch; sie vergleicht die Amplitude eines Schalles (A) mit einem Referenz-Schallniveau (A_0) nahe von Stille:

$$dB = 20 \log_{10} A/A_0 \quad (1)$$

Die Ultraschallfrequenzen sind oberhalb des hörbaren Frequenzbereichs; für medizinische Applikationen variieren sie zwischen 2 und 12 MHz ($1 \text{ MHz} = 10^6 \text{ Hz}$) [1]. Die Ultraschallwellen haben verschiedene Besonderheiten:

Abb. 1 Ultraschallwelle. **A** die Wellenamplitude definiert seine Intensität (in Dezibel, dB); ein Zyklus besteht aus einer Kompression oder dem Wellenkamm (die Moleküle sind dicht gedrängt) und einer Rarefaktion oder dem Wellental (die Moleküle sind zerstreut). Die Wellenlänge ist die Distanz zwischen zwei maximalen Druckwerten. Die Frequenz entspricht der Zykluszahl/s ($1 \text{ Zyklus/s} = 1 \text{ Hz}$). **B** Schallköpfe senden kleine Ultraschall-Wellenpakete oder Puls Pakete aus und nehmen die zurückkehrenden Wellen auf. Die Anzahl Zyklen in einem Wellenpaket bestimmt die Wellenpaketlänge. Die Wellenpakete sind durch ein Zeitintervall getrennt, welches die Pulsrepetitionsfrequenz oder PFR definiert



- Sie können wie Strahlen orientiert werden;
- Sie folgen den physikalischen Gesetzen von Reflexion und Refraktion;
- Sie werden von dichten Materialien reflektiert;
- Sie breiten sich in Flüssigkeiten frei, in der Luft aber sehr schlecht aus.

Eine Welle ist durch 3 physikalische Parameter definiert: die Ausbreitungs-Geschwindigkeit (c), die Frequenz (f), und die Wellenlänge (λ). Diese Parameter sind durch eine einfache Formel verbunden:

$$c = f \cdot \lambda \quad (2)$$

Die Ausbreitungs-Geschwindigkeit von Ultraschall (c) nimmt mit der Dichte des Mediums zu. In der Luft ist sie 330 m/s, im Wasser 1480 m/s, im Blut 1560 m/s und im Knochen 4080 m/s [2]. Im Gewebe ist sie ziemlich konstant; ihr Mittelwert ist 1540 m/s [3]. Ein Ultraschallpuls braucht 6,5 μ s pro 1 cm Ausbreitung. Aussendung und Empfang bei Reflexion nach 1 cm wird 13 μ s brauchen. Der Schallkopf erzeugt kurze Wellenpakete (Abb. 1B) die durch die Zykluszahl, die Amplitude und die Wellenlänge definiert sind. Das Intervall zwischen den Wellenpaketen bestimmt die Pulsrepetitionsfrequenz (pulse repetition frequency: PRF) (s. Seite 6).

Gleichung (2) beinhaltet, dass sich Frequenz und Wellenlänge entgegengesetzt ändern, da die Ausbreitungsgeschwindigkeit (c) konstant ist: je tiefer die Frequenz, desto größer die Wellenlänge. Die *räumliche Auflösung* gibt die minimale Distanz zwischen zwei Objekten an, die nötig ist, um die beiden Objekte voneinander differenzieren zu können. Um zwei verschiedene anliegende Strukturen differenzieren zu können, muss die Wellenlänge kürzer sein als die Distanz zwischen den beiden Strukturen. Aus diesem Grund nimmt die Auflösung zu, wenn die Ultraschall-Frequenz steigt und die Wellenlänge kürzer wird. Die Auflösung ist besser entlang der aussendenden Achse

(axiale Auflösung) als senkrecht dazu und sie ist idealerweise im Bereich von 0,5–1 mm [4]. In der lateralen Richtung werden die Bilder durch Aufsummierung der Scanlinien des Gerätes erzeugt (121–512 Linien/90° Feld); die Genauigkeit ist abhängig von den elektronischen Eigenschaften des Systems, besonders von der Strahlbreite. Die laterale Auflösung ist üblicherweise 1–3 mm. Auf dem Echobild kann eine winzige Struktur verpasst werden, wenn sie parallel zum Ultraschallstrahl liegt. Man sieht sie jedoch, wenn sie senkrecht zur Fortleitungsachse des Schallstrahls liegt. Aus diesem Grund wird häufig die linksventrikuläre Wand, die parallel zum Schallstrahl liegt, „*echo dropouts*“ oder *Ultraschall-Lücken* oder Bereiche von ungenügender Bildgebung zeigen (Abb. 2 A). Eine optimale Auflösung erhält man bei Benutzung eines Hochfrequenz-Schallkopfs, der möglichst nahe an der kardialen Struktur positioniert wird und dessen aussendender Strahl senkrecht zur Struktur verläuft.

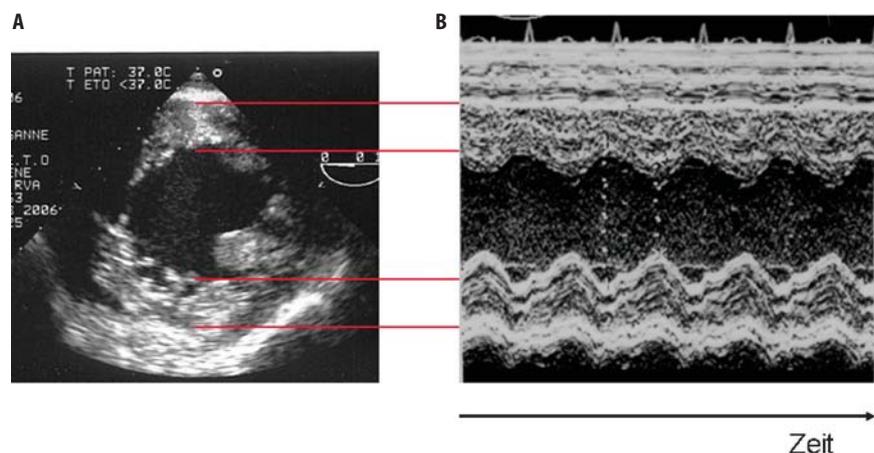
Um ein Echobild zu erzeugen, muss die Ultraschallwelle an der Grenzfläche zwischen zwei Geweben von verschiedener Dichte reflektiert werden [5]. Je größer der Unterschied in der Gewebe-Dichte ist, desto größer ist der Anteil der reflektierten Energie und desto stärker das Signal. Die Schalleitfähigkeit oder Impedanz (Z) ist das Produkt der Dichte des Mediums (ρ) und der Ultraschallgeschwindigkeit (c):

$$Z = \rho \cdot c \quad (3)$$

Wenn ein Ultraschallstrahl eine akustische Grenzfläche trifft, erscheinen vier Hauptphänomene (Abb. 3):

- *Spiegelnde Reflexion*: die Objekt Oberfläche ist glatt und, im Vergleich zur gesendeten Wellenlänge groß. Wenn die Fläche senkrecht zur Schallausbreitung ist, wird die einfallende Energie zurück zum Schallkopf reflektiert. Die Ultraschall-Amplitude ist abhängig vom Unterschied zwischen den akustischen Impedanzen. Wenn die Grenzfläche nicht senkrecht zur Schallausbreitung liegt, wird

Abb. 2 2-D und M-mode Bilder. **A** Zweidimensionale Ansicht der kurzen Ebene des linken Ventrikels; die M-Mode-Achse kreuzt die Herzkammer in ihrem breitesten Durchmesser. **B** M-Mode-Bild. Das entlang der Achse aufgenommene Bild rollt auf dem Bildschirm ab. Kontraktion und Relaxation von Vorder- und Hinterwand werden online entlang der Zeitachse gezeigt



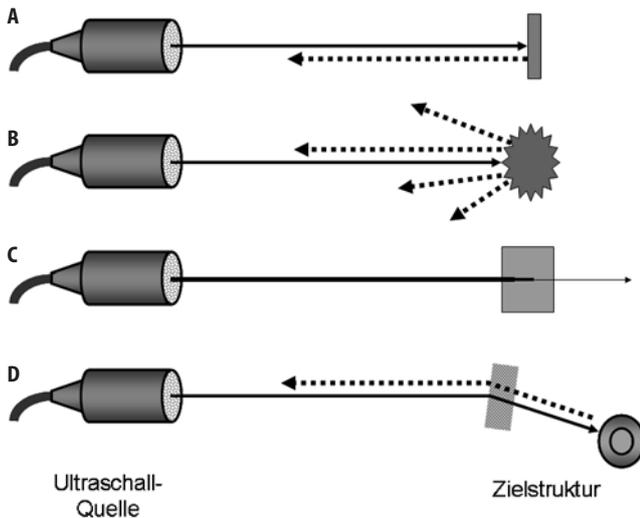


Abb. 3 Interferenzen zwischen einer Ultraschallwelle und einer Zielstruktur. **A** Spiegelnde Reflexion: ein flacher senkrechter Reflektor strahlt die Ultraschallwelle vollständig zum Schallkopf zurück. Wenn der Winkel zwischen dem Strahl und der Zielstruktur zu groß ist, wird das Signal außerhalb des Schallkopfes zurückgestrahlt, und das Objekt ist nicht mehr sichtbar. **B** Streuung: die Zielstruktur ist unregelmäßig und im Vergleich zur Wellenlänge klein; die Welle wird in verschiedene Richtungen gestreut, einige von ihnen kehren zum Schallkopf zurück. **C** Absorption: das Gewebe absorbiert die Energie des Ultraschall-Strahles und dessen Kraft nimmt ab, wenn er die Gewebestruktur kreuzt. **D** Refraktion: wenn eine Welle eine Grenzfläche mit einem bestimmten Winkel trifft, wird die unterschiedliche Impedanz zwischen den verschiedenen Geweben zu einer Refraktion des Strahles führen. Der Strahl ändert seine Richtung im Milieu. Die zurückkehrende Welle wird ein Bild eines Objektes im Spektrum zeigen, obwohl dieses Objekt in Wirklichkeit außerhalb des Schallkopfspektrums liegt. Die Refraktion ist ein wichtiges Phänomen in der Entstehung von Artefakten. Natürliche Strukturen sind inhomogen; sie zeigen eine Mischung von spiegelnder Reflexion, Refraktion, Streuung und Absorption

der Reflexionswinkel reziprok zum Strahlrichtungswinkel sein; ist der Winkel zu groß, kann der reflektierte Strahl aus dem Bereich der aus-sendenden-empfangenden Quelle heraus fallen und der Reflektor verschwindet aus dem Bild. Während einer klinischen Untersuchung sollte die Lage des Schallkopfes ständig angepasst werden, so dass die Strahlausbreitung möglichst senkrecht zur kardialen Zielstruktur bleibt.

- **Refraktion:** wenn die Welle die Grenzfläche mit einem gewissen Winkel trifft, wird die unterschiedliche Schallleitfähigkeit der verschiedenen Gewebe eine Strahlrefraktion verursachen, welche die Strahlrichtung durch das Milieu ändert. Die zurückkehrende Welle wird ein Objekt im Echobild darstellen, welches an einer anderen Stelle als am wirklichen Ort im Strahlsektor des Schallkopfes liegt. Die Refraktion ist ein wichtiger Faktor in der Artefaktentstehung.
- **Streuung oder „diffuse scatterers“:** wenn die Oberfläche unregelmäßig ist und die Reflektoren kleiner als die Wellenlänge sind, wird die Energie in

verschiedene Richtungen gestreut oder „scattered“; nur ein kleiner Strahlenanteil kehrt zum bildgebenden Schallkopf zurück. Diese unregelmäßigen Oberflächen sind typisch für anatomische Grenzen; dank dieser Streuung sind sie sichtbar, selbst wenn sie nicht senkrecht zur Ultraschallstrahlausbreitung sind.

- **Absorption:** der Ultraschall erzeugt Vibrationen im Gewebe. Die reibenden Kräfte der Vibrationen absorbieren Energie und der Strahl verliert an Kraft. Dieser Energieverlust entspricht der Absorption. Die Absorption variiert exponentiell mit der Distanz und nimmt linear mit der ausgesendeten Frequenz zu. Hochfrequenz-Schallköpfe (7–12 MHz) erzeugen Bilder mit hoher Auflösung, haben aber eine geringere Eindringtiefe als Niederfrequenz-Schallköpfe (<5 MHz) und die Bilder sind abgeschwächt. Diese Charakteristika bedingen einen Kompromiss zwischen der Eindringtiefe und der Bildauflösung.

Die Abschwächung des Schallstrahls entsteht aus Streuung und Absorption. Gewebespezifisch wird diese Abschwächung definiert als die Distanz, die der Ultraschall durch ein Medium zurücklegen kann, bevor er die Hälfte seiner Energie verloren hat. Im Wasser ist diese Distanz 380 cm, im Blut 15 cm, und in der Luft 0,08 cm [3]. Wegen dieser Abschwächung wird der Ultraschall durch die Luft nicht fortgeleitet, und er wird stark durch Luftblasen reflektiert, die als glänzende Flecken erscheinen.

Biowirkungen des Ultraschalls

Die biologischen Wirkungen des Ultraschalls sind proportional zu seiner Energie (*Intensität oder Leistung*), seiner Frequenz, der Bestrahlungsdauer, und der Empfindlichkeit des Gewebes. Die akustische Leistung wird in Watt oder Milliwatt (W oder mW) ausgedrückt; die Intensität ist die Leistung pro Querschnitt des Strahles (W/cm^2) und sagt am genauesten die Biowirkungen des Ultraschalls voraus; sie ist maximal im Fokusbereich. Die *Bestrahlungszeit* der Gewebe wird durch die Pulsdauer und die Pulszahl/s, oder „*pulse repetition frequency*“ (s. Seite 6) definiert. Die „*spatial peak temporal average intensity*“ (I_{spta}) beschreibt als Maß der biologischen Wirkungen die Spitzenenergie, der das Gewebe während der Ultraschallbestrahlung ausgesetzt ist. In der Echokardiographie ist das ein bis mehrere 100 mW/cm^2 , was einem Zehntel des Mittelwertes der Sonnenenergie auf Meereshöhe entspricht [6]. Die maximale empfohlene I_{spta} ist 1 W/cm^2 für unfokussierte Strahlen, und 100 mW/cm^2 für fokussierte Strahlen [7].

Im Gewebe können die Ultraschallwellen eine thermische, eine mechanische und eine Kavitations-Wirkung induzieren [8].

- **Thermische Wirkungen:** die Wärme-Entwicklung ist proportional zur Ultraschall-Intensität und zur Energieabsorption im Gewebe; eine Erwärmung des Gewebes wird somit durch eine hohe Energieaussendung begünstigt. Der Knochen absorbiert mehr Energie als das Gewebe und kann mehr Wärme freisetzen.
- **Mechanische Wirkungen:** der Schall ist eine mechanische Störung des Mediums; die Lithotripsie nutzt z. B. Hochintensitäts-Schall, um Nierensteine zu zerstören; der mechanische Index (MI) ist proportional zur Leistungsenergie des Schallkopfes (maximaler Kompressionswert), und umgekehrt proportional zur Quadratwurzel der ausgesendeten Frequenz.
- **Kavitation:** in der Rarefraktionsphase der Sinuswelle (Wellental) (Abb. 1 A) nimmt der lokale Druck ab und das im Blut gelöste Gas (v. a. O₂, N und CO₂) geht in einen gasförmigen Zustand über und kann als Luftbläschen erscheinen. Die Luftbläschen werden während der Kompressionsphase (Wellenkamm) wieder gelöst.

Die mechanischen Wirkungen und die Kavitation haben keine klinische Bedeutung. Die thermischen Wirkungen können in der menschlichen Ultraschall-Anwendung relevant werden, besonders mit der Dopplernalyse, die stärkere Energien als die zweidimensionale (2D) Echokardiographie braucht. Die fötalen Untersuchungen sollten so kurz wie möglich und mit minimaler Dopplerbenutzung sein. Der transösophageale Schallkopf hat ein Temperaturkontrollsystem, das die Ultraschall-Aussendung bei Erreichen einer Temperatur über 39° ausschaltet. Ein Rückstellsystem erlaubt bei fiebrigen Patienten die Untersuchung fortzusetzen. Während der klinischen Untersuchung muss aus Sicherheitsgründen die niedrigste mögliche Ultraschall-Intensität gebraucht werden, bei der man noch eine gute Untersuchungsqualität erreichen kann. Die Schalleistung sollte auf ein tiefes Niveau eingestellt und der Gain wenn nötig erhöht werden (s. u. elektronische Verarbeitung; Seite 7). Die Doppleruntersuchung sollte kurz gehalten werden und der Farbdoppler im Operationssaal nicht ohne Grund weiterlaufen. Wenn nicht untersucht wird, sollte das Echogerät auf „freeze“ gestellt werden, um die Transmission zu pausieren.

Der Schallkopf

Der Schallkopf besteht aus piezoelektrischen Kristallen (Ader-Zirconate-Titanate), die ihre Form ändern

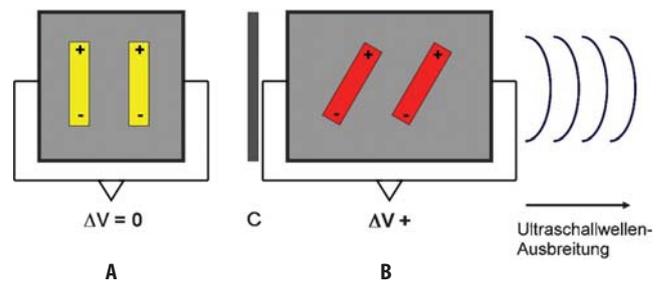


Abb. 4 Piezoelektrischer Kristall. **A** Ohne Strom bleibt der Kristall inaktiv. **B** Wenn die Moleküle des piezoelektrischen Kristalls durch einen elektrischen Strom ($\Delta V+$) stimuliert werden, ändern sie ihre Orientierung. Der Kristall dehnt sich aus und ein Ultraschall wird ausgesendet. Eine Rückstärkung C eliminiert die Wellen, welche in einer anderen Richtung als zur Vorderseite des Schallkopfes ausgesendet werden. (aus Ref. [17], mit Erlaubnis)

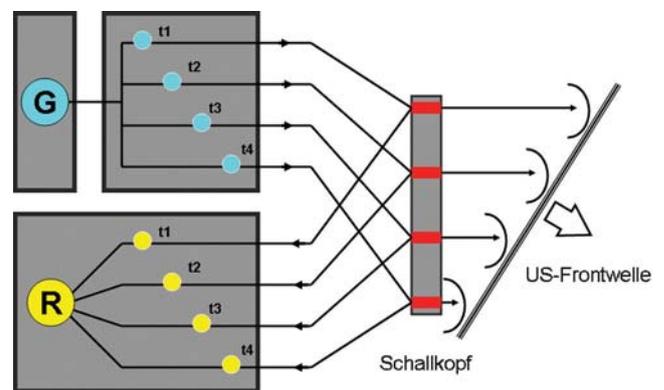
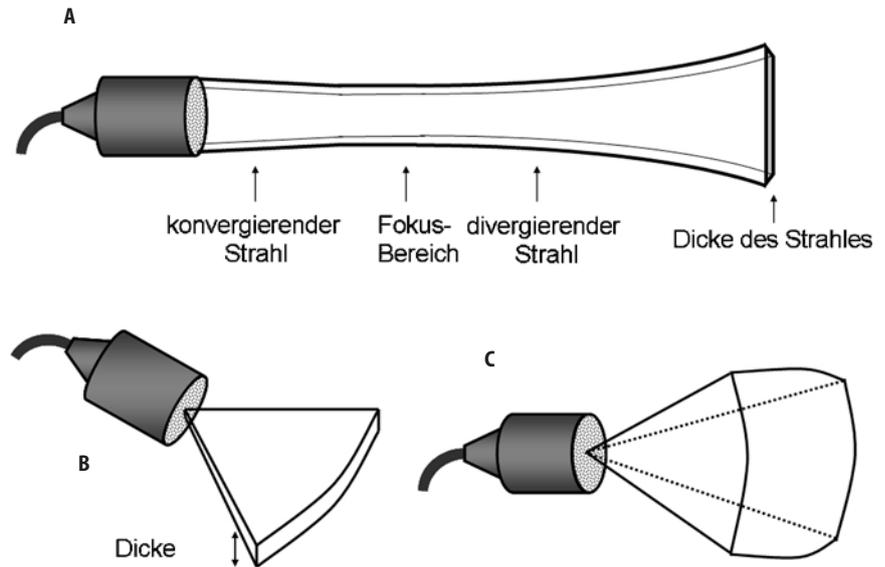


Abb. 5 „Phased-Array“ Schallkopf. Verschiedene Elemente des Schallkopfes senden Ultraschall (US)-Wellen aus. Die Richtung des Strahles wird durch die Zeitverzögerung zwischen der Stimulation dieser Elemente durch den Puls-generator (G) bestimmt. Diese Zeitverzögerung wird durch die elektronische Uhr des Pulsgenerators reguliert. Der Empfang (R) geschieht mit der gleichen Zeitverzögerung und erlaubt die Rekonstruktion des Bildes durch den Computer (aus Ref. [17], mit Erlaubnis)

und expandieren, wenn sie durch einen elektrischen Strom stimuliert werden (Abb. 4). Wenn Wechselstrom durch den Kristall fließt, vibrieren die Elemente und erzeugen dadurch Ultraschallwellen. Umgekehrt wird der Kristall ein elektrisches Feld generieren, wenn eine Druckwelle auf ihn trifft. Er entspricht einem Konverter zwischen der Druckenergie und der elektrischen Energie und kann als Sender und Empfänger funktionieren. Der transösophageale Schallkopf ist ein „Phased Array“ Typ; diese Schallköpfe werden aus 64 bis 256 piezoelektrischen Kristallen hergestellt. Die Wellenfront von simultan stimulierten Kristallen ist flach, senkrecht zur Strahlensausbreitung und parallel zur Schallkopfoberfläche. Um einen Bereich zu schallen, wird der Strahl durch die fortlaufende Stimulation der einzelnen Kristalle gesteuert. Wenn die verschiedenen Kristalle mit ei-

Abb. 6 Schallkopfstrahl. **A** Ein Ultraschall-Strahl ist konzentrisch im proximalen Anteil und parallel im Fokusbereich. Nach dem Fokusbereich ist er divergent. **B** Die räumliche Konfiguration eines Strahles ist zweidimensional. Die Qualität des anatomischen Gewebe-Schnittes auf dem Bildschirm ist umgekehrt proportional zu ihrer Dicke oder Höhe. **C** Pyramidales Volumen eines matrizialen 3D-Schallkopfes



ner Zeitverzögerung stimuliert werden, kann der entstehende Strahl in eine bestimmte Richtung gelenkt werden (Abb. 5). Die entstehende Wellenfront ist immer noch flach, zeigt aber in Abhängigkeit vom Zeitintervall zwischen den Aussendungen der einzelnen Kristalle einen bestimmten Winkel zur Schallkopf-Oberfläche [9]. Der Strahl kann ohne mechanische Rotation des Schallkopfes stufenweise über eine Fläche gesteuert werden. Es ist auch möglich, den Strahl zu fokussieren. Dafür muss man die peripheren vor den zentralen Elementen stimulieren: die Wellenfront wird dann konkav in Richtung des Fokus. Um die optimale Bildgewinnung im Fokusbereich zu erreichen, muss die konkave Wellenfront in einer flachen Form zum Empfänger zurückkehren: d.h. *dynamische Fokussierung*. Während der dynamischen Fokussierung wird die Weiterleitung der Signale progressiv von der Peripherie zum Zentrum hin stark verzögert, um die konkave Wellenfront wieder abzuflachen.

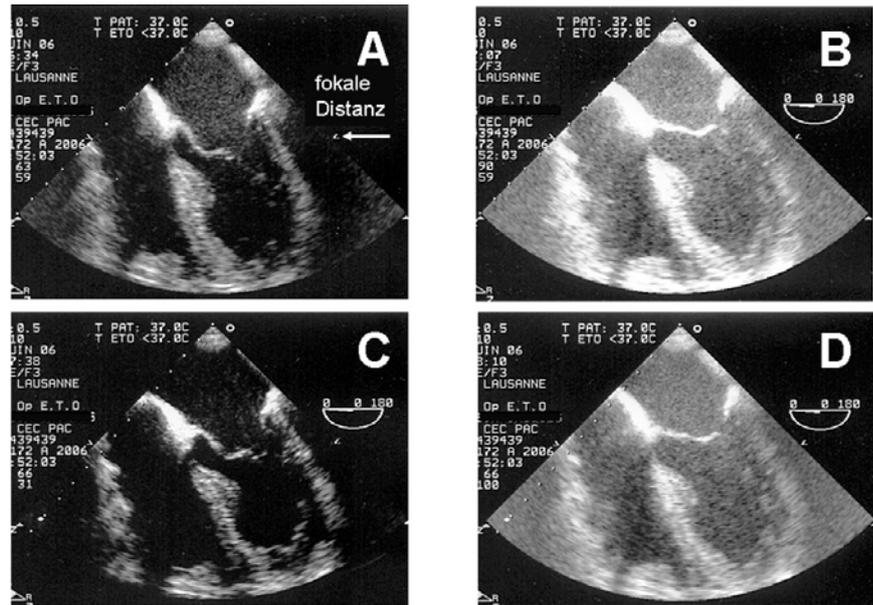
Die Ultraschallwellen sind, ähnlich wie das Licht einer Taschenlampe, in einem zunehmend divergierenden Strahl gebündelt. Um eine Fokussierung zu ermöglichen, müssen einzelne Strahlen im schmalen proximalen Teil (Nahfeld) durch eine akustische Linse zum Fokusbereich konvergiert werden; dort werden sie parallel. Die Energie und die Genauigkeit sind höher im Fokusbereich als im divergierenden Fernfeld (Abb. 6A). Die Länge des Nahfeldes (L_{pf}) kann erhöht werden durch die Vergrößerung der Schallkopfdimension (Radius: r), durch die Erhöhung der Schallkopffrequenz oder durch die Verkürzung der Wellenlänge (λ):

$$L_{pf} = r^2 / \lambda \quad (4)$$

Der Divergenzwinkel des Strahls (θ) ist umgekehrt proportional zum Radius des Schallkopfes, gemäß der Formel: $\sin \theta = 0,61/r$. Der Strahl ist eine zweidimensionale Struktur; seine Dicke hängt von der vertikalen Fokussierung ab. Die Dicke des echokardiographischen Strahls bestimmt die Dicke der Schnittebene (Abb. 6B). Obwohl die Gewebescheibe auf dem Bildschirm dünn scheint, sind die Informationen aus der gesamten Dicke des Strahls gemittelt. Ein großer Schallkopf, der hochfrequente Signale mit kurzen Wellenlängen erzeugt, wird das ideale Strahlenprofil generieren (langes und schmales Nahfeld, wenig divergierendes Fernfeld). Die besten Bilder werden im Fokusbereich erstellt. Deswegen ist es wichtig für den Untersucher, den richtigen Schallkopf und die richtige Frequenz zu wählen; der Fokusbereich sollte auf dem Niveau des Interessensbereiches eingestellt werden (Abb. 7A).

Ein Schallkopf ist durch seine *fundamentale Resonanzfrequenz* charakterisiert, deren Wellenlänge das Doppelte der Dicke des piezoelektrischen Elements ist. Die *Bandbreite* des Schallkopfes ist die Frequenzspannweite um die Resonanzfrequenz. Da der Schallkopf *intermittierend* Wellenpakete aussendet (Abb. 1B), bestimmt die Anzahl der Schwingungen in jedem Wellenpaket den *Qualitätsfaktor* des Schallkopfes. Der Qualitätsfaktor ist proportional zur fundamentalen Frequenz geteilt durch die Bandbreite [8].

Abb. 7 Einstellung des Echobildes. **A** Normaler Gain. **B** Zu hohe Einstellung des Gains. **C** Mäßige Kompression. **D** Zu hoch eingestellte Kompression



Pulsrepetitionsfrequenz

Ultraschall-Bilder werden erstellt, indem man kleine Wellenpakete oder Pulse in einen Organismus schickt und die durch die anatomischen Strukturen reflektierten Schallwellen empfängt (Abb. 1B). Der Kern des Ultraschall-Gerätes ist ein Timer: die Zeit zwischen dem Pulsanfang und dem aufgenommenen Signal (Δt) ist proportional zur Distanz (D) zwischen dem Schallkopf und dem reflektierenden Objekt, da die Ultraschall-Geschwindigkeit durch das Blut und das Gewebe konstant ist [10]. Die Ultraschall-Wellenpakete legen die doppelte Distanz zurück; sie müssen das Objekt treffen und zum Schallkopf zurückkehren:

$$\Delta t = 2 D / c$$

$$D = (\Delta t \cdot c) / 2 \quad (5)$$

Für die transösophageale oder transthorakale kardi-ale Untersuchung ist diese Zeitdauer 0,02–0,3 ms. Um die Tiefe einzustellen, muss diese Zeitdauer (Δt) zwischen Senden und Empfangen modifiziert werden.

Die Dauer der Wellenpakete heißt *Pulslänge* oder *Pulsbreite*, und zusammen mit dem Zeitintervall zwischen den Aussendungen der Wellenpakete definiert sie die *Pulsrepetitionsfrequenz* (PRF). Der Schallkopf nutzt nur 1 oder 2 μ s, um auszusenden (*der Arbeitszyklus*), und wartet 0,25 ms, um die Signale zu empfangen; er verbraucht 99,99% seiner Arbeitszeit, um zu empfangen. Die Zyklusfrequenz ist 1000–6000/s [11]. Je tiefer das reflektierende Objekt liegt, desto länger brauchen die Schallwellen, um zum Schallkopf

zurückzukehren, und desto tiefer ist die Pulsrepetitionsfrequenz. Die Pulsrepetitionsfrequenz nimmt zu, wenn die Schallkopffrequenz abnimmt: sie ist höher für einen 2 MHz als für einen 7 MHz Schallkopf. Die Pulsrepetitionsfrequenz nimmt auch zu, wenn die Wellenpaket-Länge bzw. -Dauer, abnimmt. Kürzeren Ultraschall-Wellenpakete bieten eine bessere Auflösung an, ihre Gewebepenetration ist aber schlechter als mit längeren Wellenpaketen.

Die *Vollbildfrequenz* ist die Frequenz, mit welcher die Bilder auf dem Bildschirm erneuert werden; sie variiert zwischen 5 und 120 Bildern/s. Die zum Erneuern sämtlicher Scanlinien erforderliche Zeit ist abhängig von der Tiefe des untersuchten Gewebes, der Feldbreite und einer allenfalls zusätzlich durchgeführten Datenverarbeitung, wie beispielsweise einer simultanen Doppleranalyse. Für ein Objekt in 18 cm Tiefe ist die Empfangszeit von jedem Signal 240 μ s. Da die Verzögerung zwischen den Aussendungen ungefähr 60 μ s ist, braucht die gesamte Analyse 300 μ s. Der Vorgang kann 3333-mal/s ablaufen: dies entspricht der Pulsrepetitionsfrequenz. Auf einem 90°-Feld mit 120 Scanlinien muss der Vorgang 120 aufeinander folgende Male ablaufen: $120 \times 300 \mu\text{s} = 36\,000 \mu\text{s} = 36 \text{ ms}$. Die Erneuerung sämtlicher Scanlinien kann somit 28-mal/s ablaufen, die Vollbildfrequenz beträgt 28 Bilder/s [10]. Die Vollbildfrequenz kann erhöht werden, indem man das Feld beschränkt oder die Tiefe des Objektes vermindert. Mit einer Tiefe von 8 cm und einem Feld von 20°, ist die Vollbildfrequenz 120 Bilder/s. Mit einer Tiefe von 24 cm und einem Feld von 90°, ist die Vollbildfrequenz nur 30 Bilder/s. Wenn man dazu den Farbdoppler auf dem gesamten Bild-

schirm benutzen möchte, braucht das zusätzliche Verarbeitungszeit und reduziert die Vollbildfrequenz auf 8 Bilder/s [12]. Wenn die Vollbildfrequenz niedriger als 15 Bilder/s ist, erscheinen die Bilder ruckartig wie in einem alten Film. Um eine sich schnell bewegende Struktur zu beobachten, braucht der Untersucher fortlaufend bewegliche Bilder; dafür ist es sehr wichtig, das Feld und die Tiefe zu reduzieren und das Farbdopplerfenster so klein wie möglich zu halten. Die maximale Vollbildfrequenz für die Bildschirme der meisten Echogeräte ist 35 Bilder/s, da das Auge eine höhere Frequenz nicht differenzieren kann. Eine hohe Vollbildfrequenz ist aber nötig für digitale Aufnahmen und für spezielle Verarbeitungen wie Gewebedoppler-Analysen (> 120 Hz).

Elektronische Verarbeitung

Um ein klares Bild zu haben, müssen die Rohdaten verarbeitet werden. Diese Verarbeitung findet vor („Vorverarbeitung“) und nach („Nachverarbeitung“) der Aufnahme digitaler Informationen im zentralen Geräteprozessor statt [13]. Ein analoger-digitaler Konverter bringt die Daten zum zentralen Speicher des Computers. Dort werden sie in 121–484 axiale Scanlinien (1,5–2,2 Linien/Grad) und 128–512 horizontale Linien geordnet, insgesamt 15 000–240 000 Pixel. Um ein vollständiges Bild des untersuchten Feldes zu erhalten, muss der Computer die Signale von schallkopf-nahen Strukturen speichern und auf die Signale der weiter entfernten Strukturen warten. Diese Zeitverzögerung ist notwendig, um ein kohärentes Bild zu erhalten. Jeder Pixel ist mit den acht umliegenden Pixeln verbunden, und erzeugt einen *Kern*. Diese Verarbeitung gleicht das Bild durch einen Algorithmus aus, der die verschiedenen Lücken zwischen den Punkten ausfüllt.

Wegen der Ultraschall-Absorption und -Streuung geht ein großer Teil der Energie verloren, wenn der Ultraschall sich zu einer Struktur hin und zum Schallkopf zurückbewegt. Deswegen muss die Energie der ausgesendeten Schallwellen ausreichend sein, und das empfangene Signal muss vor Verarbeitung durch den Computer verstärkt werden. Diese Einstellungen müssen am Echogerät fortlaufend adäquat angepasst werden.

- *Transmission oder Schalleistung*: sie entspricht der Einstellung der ausgesendeten Energie, indirekt gemessen in dB. Eine Veränderung der Schalleistung scheint die gleiche Wirkung zu haben wie eine Veränderung des Gains (vgl. nächster Abschnitt). Eine Veränderung der Schalleistung ändert aber die Energiemenge, die ins Gewebe abgegeben wird. Deswegen ist es besser, die Schall-

leistung so tief wie möglich einzustellen und gleichzeitig den Gain zu erhöhen, um eine gute Bildqualität zu erhalten.

- *Gain*: der Gain ist die Modifikation der Stärke des zurückkehrenden Schallsignals. Er sollte so eingestellt werden, dass das Myokard grau und das Blut schwarz oder echofrei erscheint. Die Bilder werden zu hell und das muskuläre Gewebe zu weiß, wenn der Gain zu hoch eingestellt wird (Abb. 7 A und 7 B).
- *„Time-gain compensation“ (TGC)*: sie entspricht der elektronischen Verstärkung der zurückkehrenden Signale proportional zu ihrer Tiefe, um den Energieverlust durch die Gewebeabsorption zu kompensieren. Die Schallsignale sind selektiv pro Scheibentiefe verstärkt, um die gleiche Intensität über das gesamte Feld trotz der Gewebeabsorption zu erzeugen. Die TGC verändert man auf dem Gerät mit einer Reihe von Schaltern, die auf einer horizontalen Ebene bewegt werden können. Diese Schalter sollten in einer schrägen Linie mit mehr Verstärkung für das Fernfeld eingestellt werden.
- *„Lateral gain compensation“ (LGC)*: sie entspricht der selektiven Verstärkung von axialen Scansektoren, senkrecht zur TGC Verstärkung.
- *Tiefe*: die Tiefe des Bildes wird geändert, indem die Empfangsdauer des Ultraschalles modifiziert wird. Da die Reduktion der Tiefe die Vollbildfrequenz erhöht, sollte die Tiefe so niedrig wie möglich gehalten werden.
- *Fokusbereich-Einstellung*: sie reguliert den elektronischen Fokus auf dem Bildschirm. Die besten Bilder werden erzeugt, indem man diesen Fokusbereich leicht unterhalb der Zielstruktur einstellt.
- *Sektorgröße*: die Reduktion der Sektorbreite erhöht die Vollbildfrequenz.
- *Kompression*: die Kompression entspricht der Reduktion des Ultraschallspektrums von 0–100 dB auf 0–40 dB (Reduktion der dynamischen Frequenz). Sie modifiziert die Grauskalierung auf dem Bildschirm: die Erhöhung der Kompression erzeugt ein graues Bild mit weniger schwarz-weißem Kontrast; umgekehrt erzeugt die Reduktion der Kompression ein Bild mit starkem Kontrast (Abb. 7 C und 7 D). Üblicherweise werden 16 bis maximal 32 Graustufen dargestellt, da unser Auge nicht mehr als 32 Graustufen differenzieren kann.

Einige Einstellungen sind besonders wichtig für die Doppleruntersuchung (s. Dopplereffekt: Seite 10).

- *Filter*: der Filter hebt Signale mit tiefer Frequenz (< 200 Hz) und hoher Amplitude (> 80 dB) während der standardmäßigen Doppleruntersuchung auf. Diese Signale entsprechen der Wandbewegung und nicht dem Blutfluss. Der Gewebedoppler nutzt

Abb. 8 Aliasing und Nyquist Grenze. Ein Aliasing wird erzeugt, wenn der Dopplershift über der Nyquist Grenze liegt. **A** Auf der spektralen Darstellung wird die Geschwindigkeitskurve umgekehrt auf der anderen Seite der Grundlinie dargestellt (Bildumkehr). **B** Im Farbdoppler wird das Aliasing als ein Farbbereich dargestellt, dessen Farbe am anderen Ende des Spektrums (Farbbalken) liegt. In diesem Beispiel ist es ein gelb-roter Bereich in der blauen Farbe des diastolischen mitralen Flusses. Ein Teil des Aliasings kann eliminiert werden, wenn der Untersucher die Grundlinie in die entgegengesetzte Richtung des Flusses (Pfeile) bewegt, weil dadurch höhere Geschwindigkeiten in der Richtung des Blutflusses aufgenommen werden können

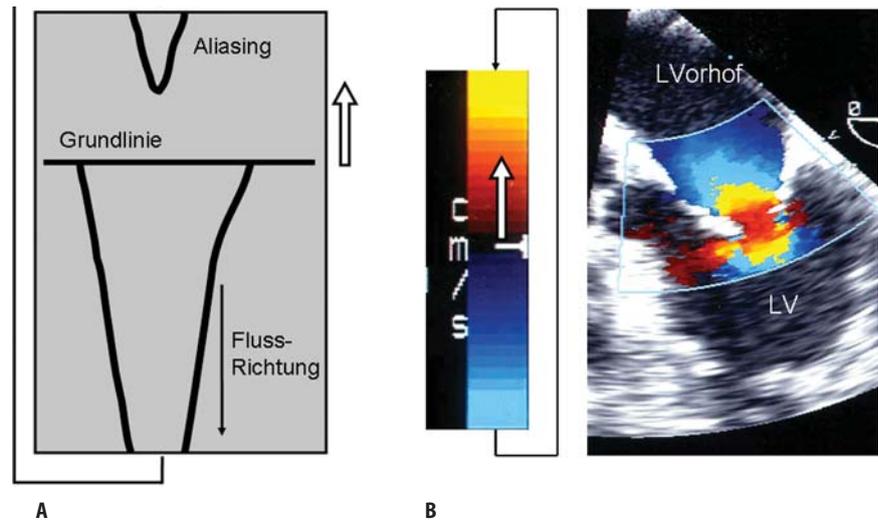
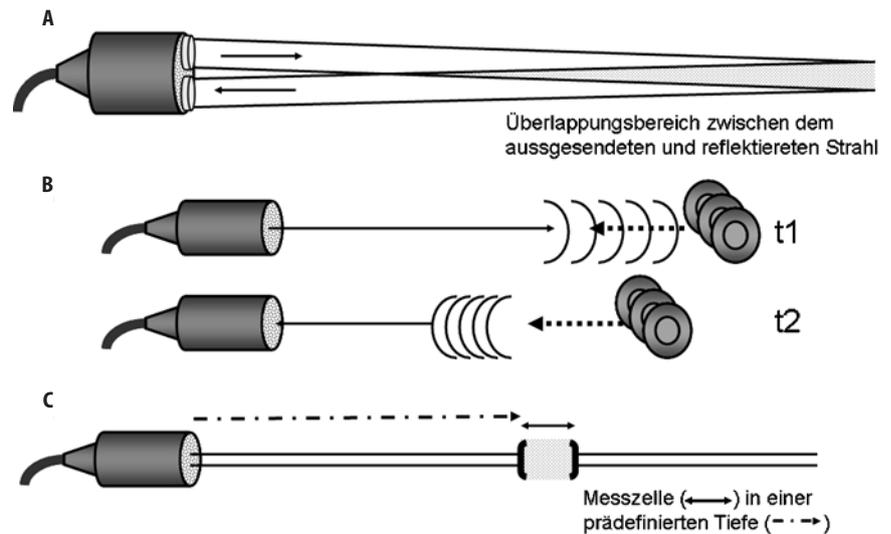


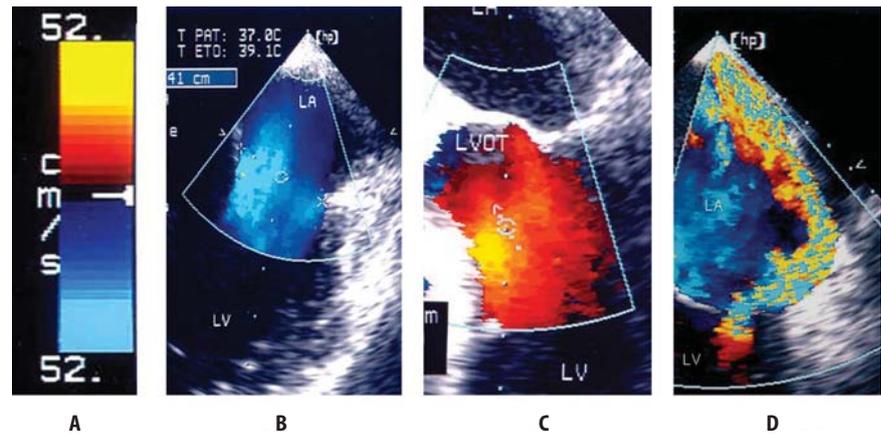
Abb. 9 Kontinuierlicher (CW) Doppler und gepulster (PW) Doppler. **A** Der CW-Schallkopf sendet und empfängt simultan durch zwei verschiedene Kristalle. Die Überlappungszone zwischen den ausgesendeten und reflektierten Strahlen ist die Messzelle. **B** Zur Zeit (t_1) sendet der PW-Schallkopf Ultraschall-Wellenpakete in der Richtung des sich bewegenden Objektes aus, und wartet bis zum Empfang zur Zeit (t_2). **C** Die Verzögerung des Empfangs bestimmt die Tiefe der Untersuchung. Die Messzelle bestimmt die Dauer der Untersuchung (adaptiert aus Ref. [17])



die Umkehr dieses Filters (s. Gewebedoppler: Seite 18).

- „Reject control“: diese Kontrolle erlaubt die Einstellung einer akustischen Grenze, unter deren Niveau die schwachen Signale im Spektraldoppler eliminiert werden. Die verbleibenden Signale erhalten ihre volle Amplitude.
- „Dopplergain“: der Dopplergain ist die spezifische Einstellung für die Dopplerwellen. Dieser Empfänger-Gain sollte so eingestellt werden, dass die hellen und farbigen Punkte, die man außerhalb des Blutflusses sieht, gerade verschwinden. Niedrige Geschwindigkeitssignale können mit zu tiefem Gain verpasst werden.
- **Nulllinienumschaltung**: die Nulllinie der Spektraldarstellung sollte in der entgegengesetzten Richtung zum Blutfluss bewegt werden, um die vollständige Spannbreite der Schallgeschwindigkeiten zu erfassen und um das Aliasing zu reduzieren (Abb. 8).
- **Die Messzellengröße**: sie ist die Regulierung der Größe der Untersuchungsfläche für den gepulsten Doppler (Abb. 9).
- **Geschwindigkeitsskalierung**: sie entspricht der Erhöhung oder der Reduktion des Geschwindigkeitsbereichs des Farbdopplers innerhalb der Nyquist Limit. Wenn sie zu tief eingestellt wird, scheint sogar der Blutfluss mit tiefer Geschwindig-

Abb. 10 Farbdopplerfluss. **A** Farbbalken; im erweiterten oder „enhanced“ Farbspektrum ändert sich das Rot progressiv zu Gelb und das Blau in einen stark glänzenden Farbton, wenn die Geschwindigkeit zunimmt. Diese Darstellung ist im Operationssaal günstig, da sie den Kontrast in der stark beleuchteten Umgebung verstärkt. **B** Diastolischer Fluss durch die Mitralklappe; seine Farbe ist blau, weil der Fluss sich vom Schallkopf entfernt. **C** Der Blutfluss im linksventrikulären Ausflusstrakt; er ist rot dargestellt, weil der Fluss sich dem Schallkopf nähert. **D** Mitralklappenregurgitation; der turbulente Fluss ist durch ein Mosaik von verschiedenen unorganisierten Farbpunkten dargestellt. LA = linker Vorhof; LV = linker Ventrikel; LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt



keit turbulent. Wenn sie zu hoch eingestellt wird, verschwindet der Blutfluss mit tiefer Geschwindigkeit (Abb. 10).

- **Varianz:** eine bestimmte Farbe, meistens grün, definiert das Variabilitätsmaß der Flussgeschwindigkeiten. Sie zeigt das Ausmaß der Turbulenzen im Blutfluss. Da ein Teil des Farbspektrums genutzt wird, um die Varianz darzustellen, ist die Auflösung der Blutflussgeschwindigkeiten reduziert.

Nach der Digitalisierung im Computer können die Bilder ohne eine Reduktion der Vollbildfrequenz verarbeitet werden.

- **Dynamische Fokussierung:** Fokussierung beim Empfang (s. Seite 5).
- **„Remapping“:** der Helligkeitslevel der Graustufen (128 oder 256 verschiedene Werte) wird in einer anderen Skala verarbeitet. Sie verstärkt die schwachen Signale und dämpft die starken Signale ab.
- **Grauskalierung:** die Intensität von verschiedenen Grauwerten kann angepasst werden.
- **„Freezing“:** der online Speicher des Prozessors (2–10 GB RAM) bewahrt die Bilder der letzten Sekunden. Sie können angehalten und Bild für Bild angezeigt werden.
- **Zoom:** die Vergrößerung des Bildes hilft, kleine Strukturen zu differenzieren. Sie erhöht aber die räumliche Auflösung nicht.
- **Cine-loop:** Herzzyklen werden EKG-getriggert aufgenommen und kontinuierlich abgespielt. Auf einem geteilten Bildschirm können gespeicherte Bilder nebeneinander mit dem Echtzeitbild verglichen werden.

Viele Rekonstruktionen und Berechnungen können nach Aufnahme der digitalisierten Bilder gemacht werden, wie die automatische Darstellung der endokardialen Grenzlinien, oder die farbliche Darstellung der Bewegungen oder der regionalen Kontraktilität.

Zweidimensionale, Dreidimensionale und M-Mode Bilder

Das ursprüngliche Format der Echokardiographie war das *A-Mode* Format (Amplitude-Mode), in welchem die Amplituden der zurückkehrenden Signale als Spikes dargestellt waren. Statt als Spikes können die Amplituden der zurückkehrenden Signale als Pixels von variierender Helligkeit dargestellt werden, im so genannten *B-Mode* Format („brightness mode“). Die zweidimensionale (*2-D*) Darstellung ist eine Modifizierung des *B-Modus*, in dem der Schallkopf die Ultraschall-Wellenpakete aufeinander folgend in verschiedene Richtungen durch den gesamten Sektor aussendet. Ein anatomisches *2-D*-Schnittbild in verschiedenen Graustufen kann in einem Sektor von bis zu 90° dargestellt werden (Abb. 2 A).

Dreidimensionale Bilder (*3-D*) des Herzens können offline rekonstruiert werden. Die Rekonstruktion von *3-D*-Bildern basiert auf der Aufnahme einer größeren Zahl EKG-getriggelter *2-D*-Bilder. Diese aufeinander folgenden Bilder werden durch die automatische Rotation eines multiplanen Schallkopfes oder durch die longitudinale Bewegung eines monoplanen Schallkopfes entlang des Ösophagus aufgenommen. Die Daten werden digitalisiert. Sie werden gemäß ihrem zeitlichen Auftreten im Herzzyklus aufgeteilt und entsprechend ihrer räumlichen Lage rekonstruiert. Die Lücken werden durch geometrische Extrapolation ausgefüllt [14]. Das dreidimensionale Modell des Herzens entspricht einem Herzzyklus wie einem *Cine-Loop* und kann entlang virtueller Ebenen untersucht oder geschnitten werden. Die Akquisition und Verarbeitung braucht wenige Minuten. Durch die Leistungserhöhung der Computer und eine verbesserte Verarbeitungstechnologie ist heute sogar die online Rekonstruktion von *3-D*-Echobildern möglich geworden. Dazu braucht es einen matrizialen Schallkopf aus 24×24 Kristallen, der ein pyramidenförmiges Volu-

men beschallt (Abb. 6C) [15]. Diese Technologie wird zur Zeit nur für transthorakale Schallköpfe angeboten.

Der „motion mode“, oder *M-Mode*, erlaubt eine zeitliche Bewegungsuntersuchung von intrakardialen Strukturen mit hoher zeitlicher Auflösung. Er tastet das Gewebe entlang einem einzigen Strahl ab und stellt den Herzquerschnitt in einer einzigen Dimension dar; die zweite Dimension auf dem Bildschirm ist die Zeit (Abb. 2B). Die hohe Pulsrepetitionsfrequenz (1000 Zyklen/s) ist der Hauptvorteil dieses Modus; er erlaubt die genaue Messung von Größe und Zeit. Die Interpretation des M-Modes ist schwieriger als die des gewöhnlichen 2-D Bildes. Um diese zu vereinfachen, kann die M-Mode-Analyse simultan mit dem 2D-Bild abgespielt werden. Dafür wird der Bildschirm zwischen den 2D-Mode und M-Mode Bildern aufgeteilt. Um die höchste Vollbildfrequenz für die M-Mode Bilder zu erhalten, muss die Vollbildfrequenz des 2D-Modes stark reduziert werden.

Dopplereffekt

Der Dopplereffekt ist ein bekanntes Phänomen: für einen stillstehenden Zuhörer ist der von einem fahrenden Zug ausgesendete Ton höher, wenn der Zug in Richtung des Zuhörers fährt, als wenn er sich vom Zuhörer entfernt; dies geschieht, obwohl die ausgesendete Frequenz konstant bleibt. Der australische Physiker Johann-Christian Doppler beschrieb dieses Phänomen, als er 1842 die Bewegungsrichtung der Sterne studierte. Die Wellengeschwindigkeit (c) von Licht, von Ton oder von Ultraschall durch ein bestimmtes Medium ist konstant und ist abhängig

von den Charakteristika dieses Mediums. Wenn eine Schallquelle sich bewegt, werden die ausgesendeten Schallwellen komprimiert (Abb. 11A). Nach der Aussendung einer Schallwelle bewegt sich die Quelle leicht, bevor sie die nächste Welle sendet; beide Wellenspitzen sind dann näher aneinander, wenn sie den Empfänger erreichen. Die Wellenlänge ist verkürzt und die Frequenz ist erhöht, weil das Produkt von Wellenlänge (λ) und Frequenz (f) ($c=f \cdot \lambda$) konstant ist [11]. Wenn die Quelle sich entfernt, geschieht das Gegenteil: die Wellenlänge wird größer und die Frequenz nimmt ab. Die Frequenzverschiebung (der ‚Dopplershift‘) ist der Unterschied zwischen der initialen ausgesendeten Frequenz (f_0) und der vom Empfänger wahrgenommenen Frequenz:

$$\Delta f = f_{\text{Empfänger}} - f_{\text{Quelle}} (f_0)$$

Der Dopplershift ist proportional zum Quotienten aus Objekt-Geschwindigkeit (V) über Schallgeschwindigkeit (c) multipliziert mit der Frequenz (f_0) der ausgesendeten Schallwelle. Der Dopplershift ist aber unabhängig von der Wellenamplitude:

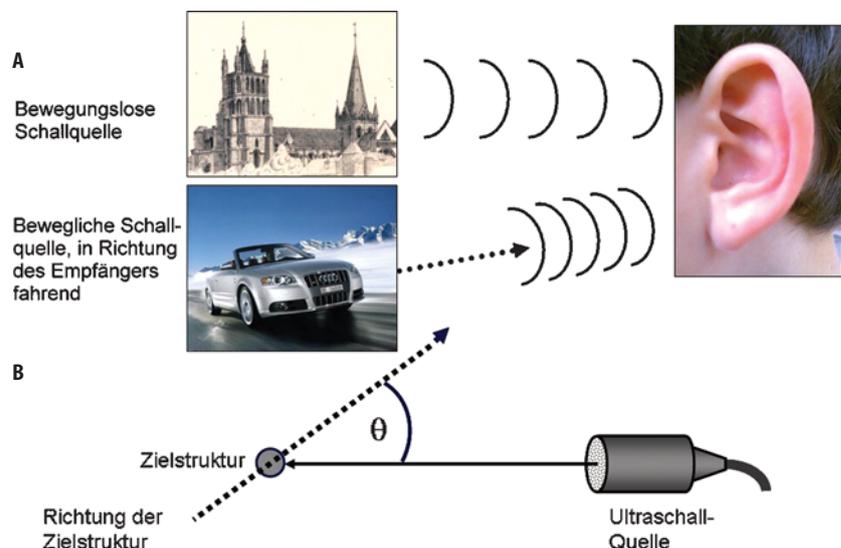
$$\Delta f = \frac{V_{\text{Objekt}}}{\text{Schallgeschwindigkeit } (c)} \cdot f_{\text{Quelle}} (f_0)$$

Durch Umstellung der Formel kann der Dopplershift genutzt werden, um die Geschwindigkeit des Objektes zu berechnen:

$$V = (c \cdot \Delta f) / f_0 \quad (6)$$

Das gleiche Phänomen entsteht, wenn ein sich bewegendes Objekt Zielstruktur einer Ultraschallwelle aus einer fixen Quelle ist. Die ausgesendete Schallwelle und die zurückkehrende Welle haben verschiedene Frequenzen. Die Frequenzänderung erfolgt gemäß

Abb. 11 Dopplereffekt. **A** Im Vergleich zur Schallaussendung eines bewegungslosen Kirchturmes, werden die Schallwellen eines Zuges, der in Richtung eines Empfängers fährt, komprimiert. Die Frequenz und die Tonhöhe nehmen zu. **B** θ ist der Winkel zwischen der Bewegungsrichtung des Objektes und der Fortleitungsachse des Schallstrahls



obgenannter Formel, die Frequenz ändert sich aber zweimal: in der ausgesendeten und in der zurückkehrenden Welle:

$$\Delta f = f \text{ Empfänger} - f \text{ Quelle } (f_0)$$

$$\Delta f = (V \cdot 2 f_0) / c$$

Die Ultraschall-Geschwindigkeit im Gewebe ist praktisch konstant und variiert nur zwischen 1540 und 1580 m/s [3]; im Blut ist der Wert 1540 m/s. Die Frequenzänderung kann in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung der Zielstruktur positiv oder negativ sein, d.h. die Frequenz kann höher oder tiefer werden. Die Formel wird durch eine Winkelkorrektur ergänzt, und kann umgestellt werden, um die Geschwindigkeit der Zielstruktur zu bestimmen:

$$V = \frac{c \cdot (\pm \Delta f)}{2 f_0 \cos \theta} \quad (7)$$

θ : der Winkel zwischen der Richtung des untersuchten Flusses und dem Ultraschall-Strahl

V: die Geschwindigkeit der Zielstruktur (z.B.: die Blutzellen)

c: Ultraschall-Geschwindigkeit (1540 m/s)

f_0 : ausgesendete Frequenz des Schallkopfes

Der Winkel θ zwischen der Richtung des bewegten Objekts (z.B. Blut) und dem Ultraschall-Strahl muss in der Formel berücksichtigt werden, weil die maximale Verschiebung nur dann entsteht, wenn die Schallkopforientierung parallel zum Blutfluss ist: wenn der Winkel null ist, ist sein Kosinus 1 (Abb. 11 B). Andererseits gibt es keinen Dopplershift, wenn der Ultraschall-Strahl senkrecht zum Blutfluss verläuft: der Kosinus von 90° ist 0. Bis zu einem Winkel von 20° (Kosinus 0,94) ist die Unterschätzung der Geschwindigkeitsmessung kleiner als 6% (ungefähr 5 cm/s) und darf ignoriert werden [11]. Ein Winkel über 30° (Kosinus 0,87) verstärkt die Unterschätzung bis 13%. Ultraschall-Geräte bieten zwar eine Korrektur für größere Winkelabweichungen an; diese Korrekturen sind aber nur in der dargestellten zweidimensionalen Ebene möglich, nicht aber in der Ebene senkrecht dazu. Die Winkelkorrektur täuscht deshalb eine nicht erreichbare Genauigkeit vor und wird nicht empfohlen [16].

Bei den physiologischen Blutflussgeschwindigkeiten (0,2–6 m/s), der Ultraschall-Geschwindigkeit im Gewebe (1540 m/s), und der Frequenz der kardialen Schallköpfe (2–10 MHz) wird der Dopplershift gemäß der obigen Formel (7) durch einen Lautsprecher hörbar (4–10 KHz). Dieser Ton wird mathematisch durch die Summierung oder die Multiplikation von ausgesendeten und empfangenen Wellen hergeleitet. Das Resultat ist eine neue Welle mit einer Frequenz entsprechend dem Dopplershift [5].

Die Echokardiographie basiert auf der Messung der Zeitdauer zwischen der Aussendung eines kurzen Ultraschall-Wellenpaketes und dem Empfang der reflektierten Schallwellen. Das 2D-Echo basiert hauptsächlich auf der Variation der Amplituden (oder der Intensitäten) der zurückkehrenden Wellen. Im Gegensatz dazu basiert die Echodoppleranalyse hauptsächlich auf der Variation der Frequenzen. Die Doppleranalyse und die 2-D-Bildgebung verlangen verschiedene Bedingungen für optimale Resultate. Das beste 2D-Bild wird mit einem Hochfrequenz-Schallkopf (>5 MHz), und einem senkrecht auf eine Struktur fallenden Schallstrahl erzeugt. Im Gegensatz dazu ist der Dopplershift maximal, wenn der Ultraschall-Strahl parallel zum Blutfluss verläuft und die ausgesendete Frequenz tief ist (1–2 MHz) [17]. In der klinischen Praxis soll die Einstellung des Echogerätes entsprechend für jede Funktion adaptiert werden.

Jede bewegliche Struktur kann einen Dopplershift erzeugen, wenn sie durch eine Ultraschall-Welle getroffen wird. Üblicherweise sind die Geschwindigkeiten der Blutzellen für den Kliniker interessant. Im Vergleich zum umliegenden Gewebe bilden sie ein Signal von hoher Frequenz und tiefer Amplitude. Das Gewebe ist durch ein Echosignal von hoher Amplitude (>80 dB) und tiefer Frequenz (<200 Hz) charakterisiert, weil es im Vergleich zum Blut dichter aber weniger beweglich ist. Die Ultraschall-Signale der Herzstrukturen erscheinen in den konventionellen Dopplersystemen als Rauschen und werden durch einen Hochpassfilter entfernt. Neue Systeme für Gewebedoppler (s. Seite 18) widmen sich der Informationsanalyse im Bereich der tiefen Geschwindigkeiten, da die Geschwindigkeiten des Gewebes selten über 10 cm/s sind [18]. In der folgenden Diskussion werden wir uns ausschließlich auf den Blutfluss konzentrieren.

■ Messtechnik

Es werden zwei Dopplersysteme für die Blutflussanalyse benutzt. Beide haben spezifische Charakteristika: der kontinuierliche Doppler (CW) und der gepulste Doppler (PW). Ihre Analysen können auf dem Bildschirm in zwei verschiedenen Formen dargestellt werden: die spektrale Darstellung oder die Farbdoppler-Abbildung. Die Achse des Strahls, die Messzelle und das Farbbild sind über die regulären 2-D-Schnittbilder gelegt („duplex scanning“), um den untersuchten Blutfluss anatomisch zu lokalisieren. Um Arbeitszeit des Computers einzusparen, die zwischen den verschiedenen Messformen aufgeteilt werden muss, werden die 2-D-Bilder viel langsamer als die Doppleranalysen erneuert. Die Pulsrepetiti-

onsfrequenz nimmt mit der Untersuchungstiefe ab, wie in der 2-D-Bildgebung. Sie nimmt auch mit der Zunahme der vom Schallkopf ausgesendeten Frequenz ab, wie es in der Dopplerformel [Formel (6)] beschrieben ist, in der sich Δf und f_0 für die gleiche Geschwindigkeit einer Zielstruktur in umgekehrte Richtung ändern. Die Vollbildfrequenz nimmt ab, wenn die Anzahl der zu verarbeitenden Daten zunimmt, z.B. wenn gleichzeitig Farbdoppler und 2-D-Bilder dargestellt werden müssen [4].

■ Aliasing

Wenn die Messfrequenz eines gepulsten Ultraschall-Systems in der Nähe der Vibrationsfrequenz eines bewegten Objektes liegt, können ungewöhnliche Bilder entstehen, Artefakte. In der Echokardiographie trifft dies auf den durch die bewegten Blutzellen erzeugte Dopplershift ($\Delta f = 4000\text{--}10000$ Zyklen/s) zu, der eine Schwingungsfrequenz nahe der Pulsrepetitionsfrequenz des Ultraschall-Geräts hat (Pulsrepetitionsfrequenz = $1000\text{--}6000$ Pulse/s). Diese Nähe erzeugt einen Artefakt, das so genannte *Aliasing*. Das Phänomen entspricht der scheinbaren Rückwärtsdrehung des Wagenrades in einem Western; die Drehzahl des Rades pro Sekunde ist größer als die Bildzahl/s, die die Kamera aufnehmen kann [19]. Wenn die Drehzahl des Rades viel langsamer ist als die Vollbildfrequenz der Kamera, ist das Bild korrekt. Wenn die Drehzahl des Rades die Hälfte der Vollbildfrequenz der Kamera entspricht, ist die Richtung der Drehung nicht mehr erkennbar, weil die Radspeichen auf jedem Filmbild um 180° gedreht liegen. Wenn die Drehzahl des Rades gleich der Vollbildfre-

quenz ist, sind die Radspeichen immer in gleicher Position zu sehen: das Rad scheint unbeweglich zu sein. Wenn die Drehzahl des Rades höher als die Vollbildfrequenz ist, scheint sich das Rad langsam rückwärts zu drehen (Abb. 12).

Durch dieses Messphänomen entsteht eine Grenze, oberhalb welcher Geschwindigkeiten nicht mehr zuverlässig gemessen werden können. Die maximal messbare Frequenzänderung entspricht der Hälfte der PRF. Diese Grenze wird *Nyquist Limit* genannt:

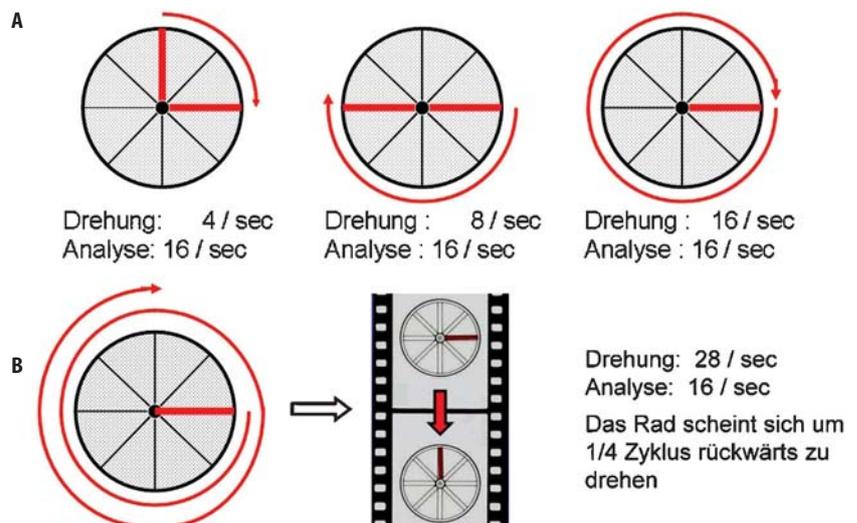
$$\text{Nyquist Limit} = \text{Pulsrepetitionsfrequenz} / 2$$

Die Pulsrepetitionsfrequenz des Computers soll größer als zwei Schwingungsperioden der zurückkehrenden Welle sein, in diesem Fall zweimal der Dopplershift Δf [20]:

$$\text{Pulsrepetitionsfrequenz} \geq 2 \Delta f \quad (8)$$

Wenn der Dopplershift größer als die Hälfte der Pulsrepetitionsfrequenz ist, entsteht das Aliasing (Abb. 13). Das Gerät zeigt einen Fehlwert an, der dem wahren Dopplershift minus der Pulsrepetitionsfrequenz entspricht. In der spektralen Darstellung wird die Geschwindigkeit umgekehrt auf der anderen Seite der Grundlinie dargestellt (Abb. 8A). Im Farbdoppler erscheint das Aliasing wie eine Fläche von Farben, die am anderen Ende des Farbspektrums liegen (Abb. 8B). Die Nyquist Limit kann durch die Steigerung der Pulsrepetitionsfrequenz erhöht werden und höhere Geschwindigkeiten können so aufgenommen werden. Dies wird mit der Technik des *Hoch-Pulsrepetitionsfrequenz* PW-Dopplers gemacht (s. Seite 14), welche aber weniger genau als der CW-Doppler ist. Deshalb sollte der CW-Doppler gebraucht werden, um hohe Geschwindig-

Abb. 12 Das Aliasing in einem Film. **A** Wenn die Raddrehzahl viel langsamer als die Vollbildfrequenz der Kamera ist, ist das Bild korrekt. Wenn die Raddrehzahl die Hälfte der Vollbildfrequenz der Kamera ist, wird die Richtung der Rotation auf jedem Filmbild 180° voneinander entfernt liegen. Wenn die Raddrehzahl gleich der Vollbildfrequenz ist, scheinen die Radspeichen immer in gleicher Position zu stehen: das Rad scheint unbeweglich zu sein. **B** Wenn die Raddrehzahl über der Vollbildfrequenz ist, entsteht das Aliasing; das Rad scheint rückwärts und langsam zu drehen (aus Ref. [17], mit Erlaubnis)



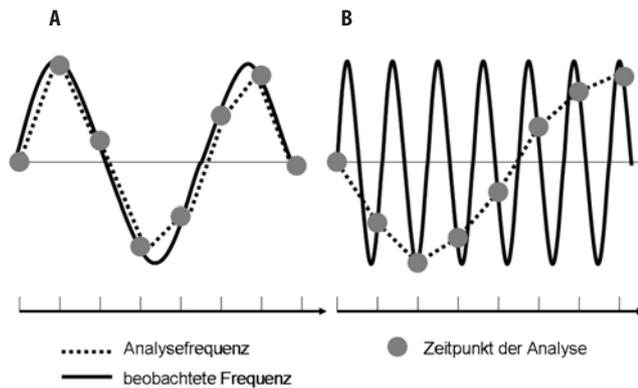


Abb. 13 Das Aliasing in der Computeranalyse. **A** Wenn die Pulsrepetitionsfrequenz des Analysegerätes (punktirierte Linie) höher als die Frequenz der Schwingung des untersuchten Phänomens (ausgezogene Linie) ist, ist die Analyse korrekt; es gibt kein Aliasing. **B** Wenn die PRF viel langsamer als die Schwingungsfrequenz des Objektes ist, ist die Analyse nicht korrekt; es gibt ein Aliasing. Die Frequenz der Analysekurve (punktirierte Linie) ist inadäquat tief im Vergleich zur echten Frequenz des Phänomens (die ausgezogene Linie) (adaptiert aus Ref. [17])

keit zuverlässig zu messen. Die maximale Geschwindigkeit (V_{\max}) die ohne Aliasing gemessen werden kann, wird durch die folgende Formel definiert [5]:

$$V_{\max} = \frac{(\text{Pulsrepetitionsfrequenz}) \cdot c}{4 f_0 \cos \theta} \quad (9)$$

Das Aliasing kann begrenzt werden, indem man die ausgesendete Frequenz (f_0) des Schallkopfes reduziert oder die Pulsrepetitionsfrequenz erhöht. Das Aliasing in einem Blutfluss bedeutet nicht, dass der Fluss turbulent ist, es zeigt lediglich eine erhöhte Geschwindigkeit an; der Blutfluss kann immer noch laminär sein.

■ Kontinuierlicher und gepulster Doppler

Im kontinuierlichen (CW) Doppler werden Ultraschall-Signale kontinuierlich aus zwei verschiedenen Kristallen gesendet und simultan empfangen (ein Kristall zum Senden und ein Kristall zum Empfangen) (Abb. 9 A). Er registriert alle Geschwindigkeiten im Verlauf des ausgesendeten und des zurückkehrenden Schallstrahls, in jeder Tiefe und jedem Frequenzbereich. Da die Ultraschall-Aussendung und der Ultraschall-Empfang kontinuierlich sind, ist die Pulsrepetitionsfrequenz unendlich. Dies erlaubt es mittels CW-Doppler unbegrenzt hohe Geschwindigkeiten zu analysieren. Als Nachteil des CW-Dopplers fehlt jedoch die räumliche Auflösung, d.h. eine genaue Lokalisation der gemessenen Geschwindigkeit ist nicht möglich.

Im gepulsten (PW) Doppler sendet der Schallkopf ein kurzes Ultraschall-Wellenpaket (3–6 Wellen) aus und wartet auf die zurückkehrenden Wellen (Abb. 9 B). Da er alternierend Ultraschall-Wellen aussendet und empfängt, kann er die Zeit berechnen, die die Schallwellen brauchen, um zum Schallkopf zurückzukehren; dies erlaubt die Bestimmung einer Blutflussgeschwindigkeit an einer genau definierten Lokalisation. Der Schallkopf wartet, bis das Signal aus einem definierten Bereich zum Schallkopf zurückkehrt und öffnet ein elektronisches Steuerelement, um das Signal zu analysieren. Das Steuerelement schließt nach einer bestimmten Analysedauer [21]. Die Dauer der Öffnung des Steuerelementes bestimmt die Länge des Untersuchungsfensters bzw. die Größe der Messzelle (Abb. 9 C). Die Messzelle wird auf dem Bildschirm als kleine Box dargestellt, die entlang dem Dopplercursor bewegt werden kann (Tiefe der Probe) und deren Größe verändert werden kann (Dauer der Signalanalyse). Die Sensitivität nimmt zu, wenn die Messzelle größer wird, da eine größere Messzelle mehr Blutzellen enthält und stärkere Signale erzeugt. Die axiale Auflösung nimmt aber ab, da die Lokalisierung weniger genau ist. Die Zeitverzögerung (Δt) bestimmt die Tiefe der Struktur (D); das ist die Zeit, die das Wellenpaket mit bekannter Geschwindigkeit (c) für den Hin- und Rückweg zwischen dem Schallkopf und der Zielstruktur braucht:

$$D = c \cdot (\Delta t / 2) \quad (10)$$

Die Möglichkeit, die Quelle des Frequenzshifts genau zu lokalisieren hat einen Nachteil: sie begrenzt die Geschwindigkeits-Spannweite, die das Gerät analysieren kann. Drei Fakten erklären dieses Phänomen:

- Die Analysefrequenz: die Frequenzüberlappung zwischen der Pulsrepetitionsfrequenz und dem Dopplershift erzeugt ein Aliasing, wie oben erklärt;
- Die aussendende Frequenz des Schallkopfes: ein 5-Mhz-Schallkopf muss für den gleichen Frequenzshift zweimal so schnell arbeiten wie ein 2,5-Mhz-Schallkopf. Bei einer bestimmten Pulsrepetitionsfrequenz kann ein 5-Mhz-Schallkopf nur eine halb so hohe maximale Geschwindigkeit aufzeichnen wie ein 2,5-Mhz-Schallkopf [4];
- Die Tiefe der Messzelle: je tiefer die Zielstruktur liegt, desto länger ist die Wartezeit zwischen der Aussendung von zwei Pulspaketen. Durch die damit verbundene Abnahme der Pulsrepetitionsfrequenz nimmt auch die maximale aufzeichnbare Geschwindigkeit ab.

Man kann höhere Geschwindigkeiten analysieren, wenn man die Grundlinie der spektralen Darstellung

in der dem Fluss entgegengesetzten Richtung bewegt. (Abb. 8 A). Um die Messung von höheren Geschwindigkeiten zu ermöglichen, hat man auf den meisten Echogeräten eine Modifikation eingeführt: „high-PRF“. Die Pulsrepetitionsfrequenz ist zwei- bis viermal höher: ein neues Pulswellenpaket wird ausgesendet, bevor das elektronische Empfänger-Steurelement für die zurückkehrenden Signale aufgemacht wird. Die Anzahl der Messpunkte wird dadurch erhöht, aber das führt zu einer gewissen räumlichen Unklarheit: der Computer kann nicht wissen, welches Ultraschallsignal von welcher Messzelle kommt [11]. Glücklicherweise sind die Messzellen auf den 2-D-Bildern dargestellt, und der Untersucher kann so abschätzen, welche Messzelle dort liegt, wo die angezeigte Flussgeschwindigkeit ist. Die effektive Pulsrepetitionsfrequenz wird durch die proximalste Messzelle bestimmt, aber die distalste Messzelle wird benutzt, um den Fluss im Interessenbereich zu messen [16].

Es gibt ein zusätzliches Problem mit dem PW-Doppler. Die Wellenpakete werden in einem bestimmten Rhythmus ausgesendet. Dies führt zu einer zusätzlichen Frequenz in der Aussendung der Schallwellen: die Frequenz der Wellenpakete, die selbst eine bestimmte Frequenz haben. Diese Frequenz erfährt auch einen Dopplervershift durch das sich bewegende Blut. Das resultierende Geschwindigkeitsprofil ist weniger klar umrissen als im CW-Doppler [22].

■ Spektrale Darstellung

Um die Dopplerinformationen darzustellen, muss das Gerät das Spektrum der Frequenzänderungen anzeigen, und dieses Spektrum muss während des Herzzyklus regelmäßig aktualisiert werden. Das Dopplersignal ist eine komplexe Welle. Es beinhaltet Informationen über die Bewegungen der Blutzellen und der Gewebestrukturen, die sich mit verschiedenen Geschwindigkeiten bewegen. Das empfangene Signal ist eine Welle, die gegenüber dem ausgesendeten Signal phasenverschoben ist. Im spektralen Modus wird diese Verschiebung als ein Spektrum von Frequenzen pro Zeit visuell dargestellt. Die Ultraschallsignale gehen durch einen logarithmischen Verstärker, der die Amplitude von schwachen Signalen mehr verstärkt als die von starken Signalen, so dass diese Amplituden vergleichbar werden. Das Signal wird durch den Computer in Segmente von 1–5 ms Dauer verarbeitet, und jedes Segment wird durch eine mathematische Formel [(Fast Fourier Transform (FFT))] analysiert, um das Dopplersignal in seine einzelne Frequenzkomponenten aufzulösen. Dieser Vorgang ist vergleichbar mit dem Erkennen von einzelnen Noten in einem musikalischen Ak-

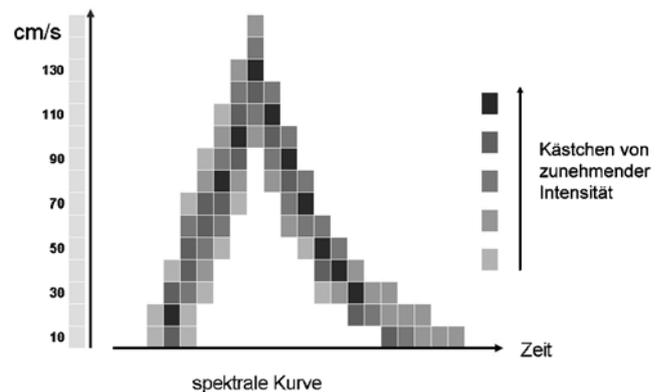


Abb. 14 Das spektrale Dopplerbild. Der Prozessor rekonstruiert eine Kurve gemäß der „Fast Fourier“ Transformation. Sie ist die Summation von allen verschiedenen analysierten Geschwindigkeiten über die Zeit. Jedes Zeitsegment entspricht einem Kästchen, dessen Intensität proportional zur Signalstärke ist, oder zur Anzahl der Blutzellen, die sich innerhalb der Spannbreite der durch die einzelnen Kästchen dargestellten Geschwindigkeiten bewegen. Die Breite des Spektrums oder *Umrisslinie* ist proportional zur Streuung der Frequenzen, die die Spannbreite der verschiedenen Geschwindigkeiten im Blutfluss darstellt (adaptiert aus Ref. [17])

kord. Das Spektrum stellt die relative Größe jeder Frequenz-Komponente dar. Die Berechnung der Geschwindigkeit (Dopplergleichung) erfolgt automatisch durch den Computer aus diesen Frequenzverschiebungen. Grafisch dargestellt entspricht jedes Zeitsegment einem Kästchen. Ihre Intensität ist proportional zur Signalstärke, oder zur Zahl der Blutzellen, die sich innerhalb der Spannbreite der durch die einzelnen Kästchen dargestellten Geschwindigkeiten bewegen (Abb. 14) [19]. Es besteht eine Beziehung zwischen der zeitlichen Auflösung und der Frequenzauflösung: die Zeitspanne, welche durch jedes Zeitintervall dargestellt wird, ist umgekehrt proportional zur Fähigkeit, zwei Dopplerverschiebungen zu unterscheiden.

Die spektrale Dopplerdarstellung zeigt die Zeit auf der horizontalen Achse und die Flussgeschwindigkeit auf der vertikalen Achse an. Die Grauskalierung des Spektrums ist proportional zur Zahl der Blutzellen, die sich mit dieser Geschwindigkeit bewegen: je dunkler das Spektrum, desto größer die Anzahl der Blutzellen. Die Breite des Spektrums ist proportional zur Spannweite der Frequenz. Ein schmales Spektrum stellt kleine Geschwindigkeitsunterschiede dar. Viele verschiedene Geschwindigkeiten dagegen bilden ein breites Spektrum (Abb. 14 und 15). Üblicherweise wird der Fluss in der Richtung auf den Schallkopf zu über der Grundlinie dargestellt, und der Fluss vom Schallkopf weg unterhalb der Grundlinie. Ein Filter blendet die Signale mit hoher Intensität und tiefer Frequenz (<200 Hz) aus, die durch die Bewegungen der Ventrikelwand und Klappen erzeugt werden. Das Spektrum des CW-