

Abb. 2.14 Darstellung der Bestimmungsmethode des Volumens des linken Ventrikels mittels Scheibensummationsmethode.

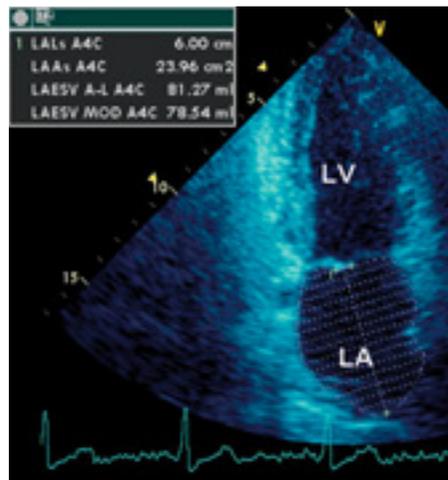


Abb. 2.15 Darstellung der Volumenbestimmung des linken Vorhofs.



2.6 Prinzipien der Doppler-Echokardiographie

Die Doppler-Echokardiographie basiert auf dem Prinzip der Phasenverschiebung, die durch Ultraschallwellen hervorgerufen wird, die auf sich bewegende Strukturen treffen. Die Phasenverschiebung ist in ihrem Ausmaß abhängig von der Geschwindigkeit der sich bewegenden Strukturen und damit direkt proportional. Bewegt sich die Struktur auf den Schallkopf zu, kommt es zu einer Verdichtung der Ultraschallsignale und bei Bewegung weg vom Schallkopf zur Verdünnung.

$$\Delta f = \frac{2f_t \times v \times \cos\theta}{c} \quad v = \frac{c \Delta f}{2f_t \times \cos\theta}$$

Δf = Grenzverschiebung, f_t = Frequenz des Schallkopfes, v = Geschwindigkeit der Bewegung des Objekts, $\cos\theta$ = Winkel zwischen Schallstrahl und Richtung der Objektbewegung, c = Geschwindigkeit des Schalls im Gewebe.

Überschreitet die gemessene Doppler-Geschwindigkeit einen Grenzwert (Nyquist-Geschwindigkeit), dann wird ein Umschlag der Geschwindigkeit beobachtet, der im Frequenzspektrum sichtbar wird. Dies bedeutet auch, dass versucht werden muss, eine möglichst optimale Position für den Schallkopf zu finden, der eine möglichst niedrige Schallfrequenz haben und möglichst nah am Objekt positioniert werden sollte.

Das Nyquist-Phänomen ist am besten zu verstehen, wenn man sich einen Westernfilm vorstellt. Die Räder der Kutschen zeigen eine Rückwärtsbewegung, während sich die Kutsche vorwärts bewegt, was sich durch die höhere Geschwindigkeit der Räder im Vergleich zur Bildfrequenz erklärt.

2.6.1 Gepulster Doppler

Der gepulste Doppler erlaubt die Messung der Geschwindigkeit an einer bestimmten Stelle im Schallsektor. Dies wird dadurch erreicht, dass intermittierend Ultraschallimpulse ausgesendet und nur aus einer bestimmten Tiefe aufgezeichnet werden. Nachteil ist aber, dass die Geschwindigkeit, die abgebildet werden kann, durch die Nyquist-Grenze stark limitiert ist. Dieses Problem wurde durch die Entwicklung einer hochfrequenten Puls-

abgabe zum Teil reduziert. Durch Einbau entsprechender Filter können hochamplitudige Signale mit geringer Geschwindigkeit im Gewebe von Doppler-Signalen des Blutflusses mit niedriger Amplitude und hoher Geschwindigkeit getrennt werden.

2.6.2 Kontinuierlicher Doppler

Für die Registrierung des kontinuierlichen Dopplers verwenden die Geräte Kristalle, die Schallwellen aussenden, und andere, die kontinuierlich die reflektierten Ultraschallsignale auffangen. Durch diese Technik wird die Nyquist-Grenze überwunden. Nachteil ist aber, dass die Geschwindigkeit entlang des gesamten Schallstrahls und nicht an einem bestimmten Punkt gemessen wird. Es ist deshalb notwendig und hilfreich, wenn die Ausrichtung des Schallstrahls im zweidimensionalen Echokardiogramm kontrolliert wird. Der kontinuierliche Doppler ist notwendig, um erworbene und angeborene Herzklappenfehler zu quantifizieren, aber auch um Druckgradienten und Kontraktilitätsparameter zu bestimmen (Abb. 2.16).

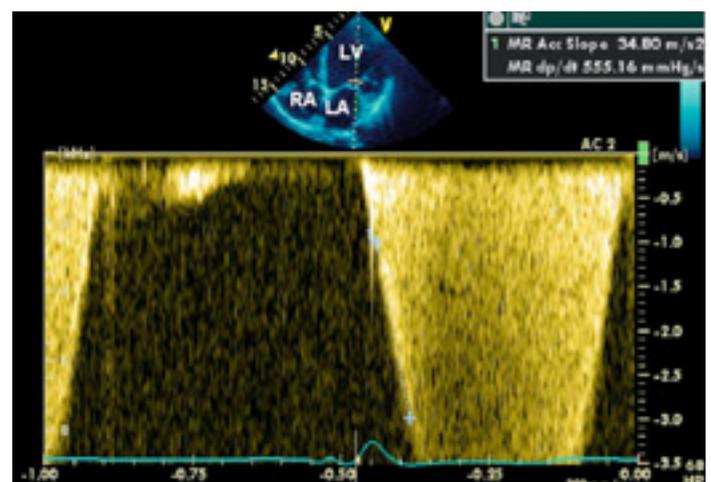


Abb. 2.16 Kontinuierlicher Doppler im Vierkammerblick entlang des Schallstrahls der vom LV-Apex bis zum LA-Dach reicht. Eingezeichnet die Berechnung des Kontraktilitätsparameters (dp/dt) aus der Zeit zwischen den Zeitpunkten der Geschwindigkeiten 1 und 3 m/s.

Wird die Flussgeschwindigkeit im Spektrum über die Zeit (T) aufgezeichnet und durch die Flussdauer geteilt, kann das resultierende Geschwindigkeitszeitintegral (TVI) berechnet werden.

$$TVI = V(\text{cm/s}) : T(\text{s})$$

Modifizierte und vereinfachte Bernoulli-Gleichung:

$$\Delta P = 4 \times V^2$$

ΔP = Druckgradient, V = maximale Flussgeschwindigkeit.

2.6.3 Farb-Doppler

Werden die Flussinformationen im gesamten Schallsektor genutzt, kann durch farbige Markierung die Flussrichtung und -geschwindigkeit kodiert werden (Abb. 2.17). Mittels Superpositionierung der Farb-Doppler-Information zum 2D-echokardiographischen Bild ergibt sich die Möglichkeit der Flussanalyse. Die Abgrenzung wird durch besondere Autokorrelationen erreicht. Eine Mosaikstruktur von Farbpixeln wird gewählt, um Strömungen von erhöhter Varianz (Turbulenz) darzustellen. Strömung auf den Schallkopf zu wird in Rot, vom Schallkopf weg in Blau dargestellt.

Allerdings hatte Christian Doppler ursprünglich die Farbverschiebung bei den Sternen beobachtet: Rot bei Bewegungen weg von der Erde und Blau bei Bewegungen auf die Erde zu. Aufgrund der hohen Computerleistung, die notwendig ist, um die dreidimensionalen Farb-Doppler-Analysen durchzuführen, erreicht die Bildrate 25 Bilder/s.

2.6.4 Farb-Doppler-M-Mode und Echokardiographie

Wie die M-Mode-Echokardiographie aus dem zweidimensionalen Ultraschallbild entnommen wird, gelingt auch die Registrierung über die Zeit der Doppler-Information an einer Schalllinie. Mit diesen Informationen (Abb. 2.18) können Zeitbezüge hergestellt und z. B. die Dauer der Regurgitation an einer Klappe und die Zeitverhältnisse erfasst werden.

2.6.5 Gewebe-Farb-Doppler-Echokardiographie

Die Gewebe-Doppler-Echokardiographie ist eine weitere Form der Doppler-Echokardiographie. Bei der Gewebe-Doppler-Echokardiographie werden Filter genutzt, um Signale mit hohen Amplituden und niedrigen Geschwindigkeiten durch Einsatz eines Filters zu erfassen. So können auch die Zeitabläufe der Wandbewegung und der Kontraktion sichtbar werden.

Die Bewegungsgeschwindigkeit innerhalb des Herzmuskulgewebes wird dargestellt. Sichtbar werden aber auch andere Strukturen. Die Methode wird genutzt, um eine Information über die globale und regionale Myokardfunktion und die Synchronität des Herzens zu erhalten. Unter Verwendung von gepulsten- oder Farb-Doppler-Geschwindigkeiten innerhalb des Myokards können einzelne Regionen hervorgehoben werden. Die Methode ist limitiert durch die Winkelabhängigkeit.

Der Gewebe-Doppler kann Strukturen identifizieren und differenzieren:

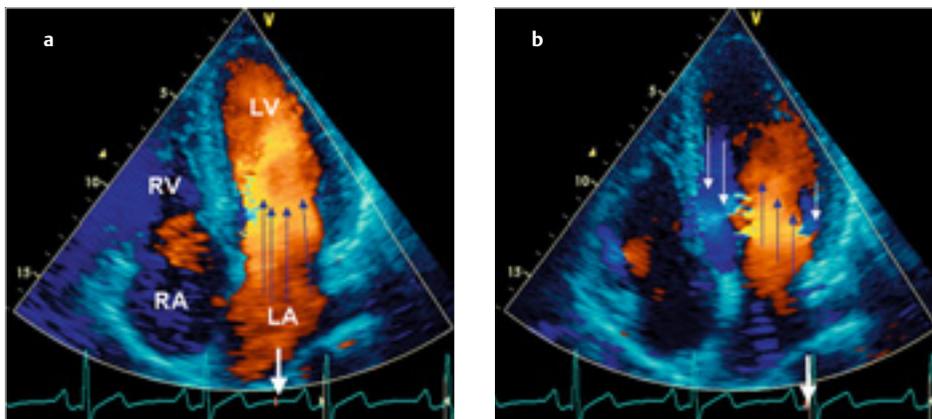


Abb. 2.17 a, b Aufzeichnung des Farb-Dopplers zum Zeitpunkt der schnellen Füllung (E-Welle, a) und atrialen Füllung (A-Welle, b). Durch ein Alias-Phänomen links Farbumschlag, der rechts bei geringerer Geschwindigkeit fehlt. Pfeil zeigt auf dem EKG Herzphase an.

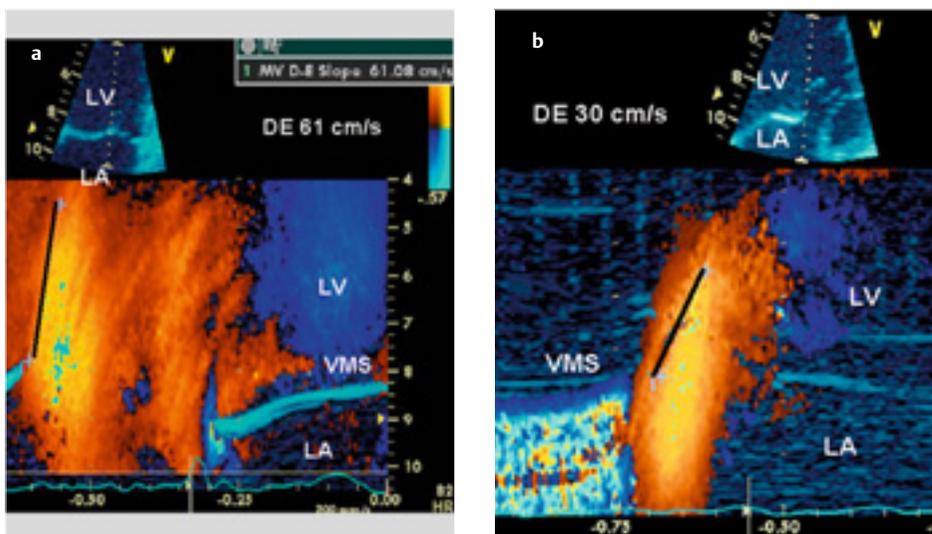


Abb. 2.18 a, b M-Mode-Farb-Doppler-Einstrom in den linken Ventrikel mit Erfassung der E und A bezogenen Füllung. Eingezeichnet die Steigung zur Berechnung der Füllungseigenschaften des LV. a Normalbefund. b Verzögerter LV-Einstrom. Balken zeigt Steigung der Einstromgeschwindigkeit an.