

Technische Grundlagen der Sonografie

Allgemeines

Ultraschall ist Schall mit einer Frequenz jenseits der menschlichen Hörschwelle, ab 20 kHz bis 1 GHz. In der Diagnostik verwendet man Frequenzen zwischen 1 und 40 MHz bei einer mittleren Schallintensität von 100 mW/cm². Ein Ultraschallgerät enthält eine Elektronik für die Schallerzeugung, Signalverarbeitung und -darstellung, außerdem Schnittstellen für einen Monitor und Drucker sowie für Speichermedien oder Videokameras. Per Kabel daran angeschlossen ist eine auswechselbare Ultraschallsonde, auch Schallkopf genannt. Sonden. Die Ultraschallwellen werden mit in der Sonde angeordneten Kristallen durch den piezoelektrischen Effekt erzeugt und auch wieder nachgewiesen. Von Bedeutung für die Schallausbreitung in einem Material ist die Impedanz, also der Widerstand, der der Ausbreitung von Wellen entgegenwirkt. An der Grenzfläche zweier Stoffe mit großem Impedanzunterschied wird der Schall stark reflektiert. Daher wird die Ultraschallsonde mittels eines stark wasserhaltigen Gels angekoppelt, damit der Schall nicht von der Luft zwischen dem Sondenkopf und der Hautoberfläche reflektiert wird.

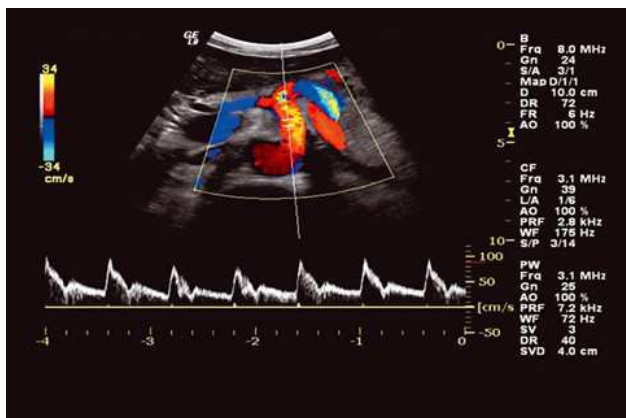


Sonographie-Gerät, diverse Sonden

Die Sonde sendet kurze, gerichtete Schallwellenimpulse aus, die in den Gewebeschichten unterschiedlich stark reflektiert und gestreut werden, was als Echogenität bezeichnet wird. Aus der Laufzeit der reflektierten Signale kann die Tiefe der reflektierenden Struktur rekonstruiert werden. Die Stärke der Reflexion wird vom Ultraschallgerät als Grauwert auf einem Monitor dargestellt. So stellen sich Strukturen geringer Echogenität als schwarze, Strukturen hoher Echogenität als weiße Bildpunkte dar. Gering echogen sind vor allem Flüssigkeiten wie Harnblaseninhalte und Blut. Eine hohe Echogenität besitzen Knochen, Gase und sonstige stark Schall reflektierende Materialien. Durch mechanisches Bewegen der Sonde überstreicht der Messstrahl eine Fläche in einer Ebene ungefähr senkrecht zur Körperoberfläche. Die Amplitude eines Echos moduliert den Grauwert eines Bildpunktes auf dem Bildschirm (B-Bild). Im 2D-Echtzeitmodus, der derzeit häufigsten Anwendung des Ultraschalls, wird ein zweidimensionales Schnittbild des untersuchten Gewebes durch automatische Verschwenkung des Messstrahls und Synchronisierung Darstellung in Echtzeit erzeugt. Das Schnittbild wird dabei aus einzelnen Linien zusammengesetzt, wobei für jede Linie ein Strahl ausgesendet und empfangen werden muss. Die Form des erzeugten Bildes hängt dabei vom eingesetzten Sondentyp ab. Je nach Eindringtiefe und Sondentyp können nur einige wenige oder bis zu über hundert zweidimensionale Bilder pro Sekunde dargestellt werden.

Doppler-Sonografie

Der Dopplereffekt tritt immer dann auf, wenn Sender und Empfänger einer Welle sich relativ zueinander bewegen. Zur Bestimmung der Blutflussgeschwindigkeit in den Blutgefäßen oder im Herzen detektiert man das von den Blutkörperchen (Erythrozyten) gestreute Echo. Das Signal ist um eine bestimmte Frequenz verschoben: die Dopplerfrequenz. Von dem „ruhenden“ Sender, dem Schallkopf, geht eine Welle der Frequenz f aus; ein sich bewegendes Teilchen mit der Flussgeschwindigkeit v nimmt eine Frequenzverschiebung Δf_1 wahr. Das Teilchen streut den Schall und sendet eine Welle aus, die der Schallkopf als Empfänger ebenfalls verschoben wahrnimmt, da sich das Teilchen bewegt. Der Dopplereffekt tritt also zweimal auf; die gesamte Frequenzverschiebung (mit θ : Winkel zwischen Teilchenbahn und Schallstrahl, c : Schallgeschwindigkeit) beträgt $\Delta f = 2 \cdot f \cdot (v/c) \cdot \cos\theta$. Aus ihrem Vorzeichen lässt sich die Flussrichtung rekonstruieren. Bei gegebener Geschwindigkeit ist die Frequenzverschiebung umso größer, je größer die Sendefrequenz f ist. Continuous Wave Doppler (CW-Doppler)-Verfahren arbeiten ein Sender und ein Empfänger im Schallkopf gleichzeitig und kontinuierlich. Durch Mischen mit geeigneten Hochfrequenzsignalen und mit elektronischen Filtern lässt sich aus der zurückkommenden Welle in der Auswerteelektronik das Spektrum der Dopplerfrequenzen bzw. Geschwindigkeiten und auch die Richtung bestimmen. Nachteil bei diesem Verfahren ist, dass die Tiefe des Dopplerechos nicht bestimmbar ist, jedoch können auch relativ hohe Geschwindigkeiten registriert werden. Dagegen kann man beim Pulsed Wave Doppler (PW-Doppler) für eine ortsselektive Geschwindigkeitsmessung im konventionellen (B-Mode-) Sonogramm das sogenannte Gate festlegen. Es wird dann nur die Geschwindigkeit von Blutteilchen gemessen, die durch dieses Gate fließen. Von einem sowohl als Sender als auch als Empfänger fungierenden Wandler werden Ultraschall-Impulse geringer Dauer ausgeschiedt. Die axiale Ortsauflösung ist ein Maß für Vermögen des Gerätes, in Ausbreitungsrichtung eines Impulses nahe beieinanderliegende Objekte unterscheiden zu können. Je besser die axiale Ortsauflösung sein soll, desto kürzer muss der Impuls sein. Je geringer die Impulsdauer ist, desto unbestimmter ist seine Frequenz: kleine Dopplerfrequenzverschiebungen sind an einem einzigen Wellenpaket nicht mehr sichtbar. Durch eine geschickt konstruierte Verarbeitungselektronik lässt sich dieses Problem lösen, mit dem Makel von Alias-Artefakten beim Überschreiten einer bestimmten Grenzgeschwindigkeit. Bei der Farbdoppler-Sonografie wird für einen großen Bereich eines konventionellen Ultraschallbildes (Color-Window) die örtliche Dopplerfrequenz (= mittlere Flussgeschwindigkeit) und die Schwankungsbreite (= Turbulenz) bestimmt. Das Ergebnis wird in Falschfarben dem B-Bild überlagert, also in Farbtönen von rot und blau für verschiedene Blutgeschwindigkeit und grün für Turbulenz. Hierbei steht üblicherweise die Farbe Rot für Bewegung auf den Schallkopf zu, während mit blauen Farbtönen Flüsse weg von der Sonde codiert werden. Bereiche der Geschwindigkeit 0 werden durch die Elektronik unterdrückt.



Doppler-Sonografie Oberbauch

Kontrastmittel-Sonografie

Beim kontrastmittelverstärkten Ultraschall werden Ultraschallkontrastmittel bei der Sonografie oder Echokardiografie eingesetzt. Diese Kontrastmittel sind gasgefüllte Mikrobläschen ("microbubbles"), die in den meisten Anwendungen intravenös gegeben werden und entweder lungengängig oder nicht-lungengängig sind. Kontrastmittel sind sehr geeignet zur Detektion und Charakterisierung von Lebertumoren: Manche Tumoren stellen sich im Kontrastmittelverstärkten Ultraschall so typisch dar, dass bei ihnen auf eine Leberbiopsie mittlerweile verzichtet wird. Beispiele: Fokale Noduläre Hyperplasie (FNH): Wird von einem Gefäßsystem mit Radspeichenmuster versorgt. Hämangiom: Aus dem zeitlichen Verlauf des Kontrastmittelanflutung von aussen nach innen ("Irisblenden-Phänomen") wird auf ein Hämangiom geschlossen. Weitere Applikationen im Abdomen bereich: Perfusion der Niere, Darstellung von Pankreastumoren.

Quelle: Wikipedia (<http://de.wikipedia.org/wiki/Sonographie>)