

Schallausbreitung, Dopplereffekt und Ultraschall

Seminar Physikalische Modelle in der Medizinischen Bildverarbeitung
13.11.2008 - Vortrag von Paul Schatygin

Einführung

Ultraschall, auch Sonografie genannt, ist ein bildgebendes Verfahren zur Untersuchung von organischem Gewebe in der Medizin. Das Verfahren führt auf militärische Experimente zurück, womit man im ersten Weltkrieg versucht hat Unterseeboote zu orten, was auch geklappt hat. Das damalige Verfahren eignete sich noch nicht für medizinische Anwendungen, da die Intensität der Schallwellen so stark war, dass die von der Schallwelle getroffenen Fische einfach zerbarstet sind. Im Jahre 1942 erfolge eine erste medizinische Anwendung, in dem man mit Hilfe der A-Mode-Messung den Seitenventrikel des Großhirns dargestellt hat. Danach entwickelte sich die Sonografie gleichzeitig innerhalb verschiedener medizinischen Fachrichtungen.



Physikalische Grundlagen

Das Verfahren beruht auf der physikalischen Besonderheit der Ausbreitung von Schallwellen in einem Medium. Als Ultraschall wird eine Frequenz zwischen 20 kHz und 1GHz bezeichnet. In der Medizin werden Frequenzen zwischen 1 MHz und 40 MHz verwendet. Die Schallgeschwindigkeit in einem Medium wird durch folgende Formel ausgedrückt, wobei k die Kompressibilität des Mediums und ρ die Dichte ist.

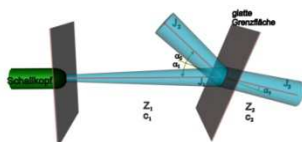
$$c = \sqrt{\frac{1}{k\rho}}$$

Die Schallwelle erfährt bei der Ausbreitung einen Verlust an Schallintensität und damit verbundenen Schallfeldgrößen. Diese werden beim Durchdringen eines Mediums durch Absorption, Reflexion, Brechung, Streuung, Beugung und Schallfeldgeometrie abgeschwächt.

Die Ursachen für die Absorption sind innere Reibung, Wärmeleitung und Relaxationen. Die exponentiell fallende Intensität wird durch die u.s. Formel beschrieben, wobei μ der Absorptionskoeffizient des Materials ist.

$$J(x) = J(0)e^{-\mu x} \quad \mu = 1 \frac{dB}{MHz \cdot cm}$$

Die Absorption führt zu einer begrenzten Reichweite der Schallwelle. Aus diesem Grund muss die Frequenz an die Eindringtiefe angepasst werden. Da die Auflösung jedoch mit zunehmender Frequenz besser wird, sollte immer die größtmögliche Frequenz, die die Untersuchungen in der gewünschten Tiefe erlauben, gewählt werden.

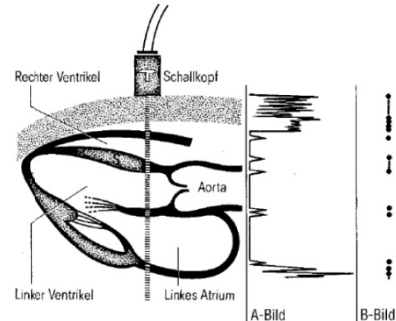


Die Schallwelle wird an der Grenzfläche zweier Medien mit unterschiedlicher Impedanz reflektiert. Je größer der Impedanzunterschied, desto stärker wird die Schallwelle reflektiert. So führt Luft zu einer schlechten Ankopplung des Schalls an den Körper, was den Einsatz eines auf wasserbasierenden Gels erklärt.

Die Streuung ist dabei mit ca. 25% der Grund für die Schallschwächung. Trifft eine Schallwelle auf eine Inhomogenität, deren Abmessung kleiner als der der Schallwelle ist, wird ein Teil der Schallwelle in Form einer Streuwelle im Raum verteilt und geht für die ursprüngliche Ausbreitungsrichtung verloren. Die Streuung an Inhomogenitäten erzeugt für eine Gewebestruktur charakteristische Signale aus Gebieten zwischen den Grenzflächen, wodurch Gewebetypen unterscheidbar sind. Der Durchmesser der Streuzentren bestimmt die Stärke der Streuung. Die Streuung ist der Hauptanteil, der im Ultraschallbild zu sehen ist. Dadurch, dass die Objekte kleiner als die Wellenlänge sind, ergibt sich das typische Rauschen.

Bildgebung

Das Prinzip der Bildgebung bei einem Ultraschall liegt in der Messung der Laufzeit der reflektierten Strahlen. Dies geschieht mit dem sogenannten Echo-Impuls-Verfahren. Dabei wird ein elektrischer Impuls eines Hochfrequenzgenerators mit Hilfe des piezoelektrischen Effekts im Schallkopf in einen Schallimpuls umgewandelt und ausgesandt. Die ausgesandte Schallwelle wird auf ihrem Weg durch den Körper zum Teil gestreut und reflektiert, bis sie anschließend durch Absorption vollständig in Wärme umgewandelt wurde. Das zurückgesendete Echo wird im Schallkopf aufgefangen und ausgewertet. Die Tiefe ist also $z = ct/2$, also die halbe Zeit seit dem die Schallwelle losgeschickt und ihr Echo empfangen wurde. Ein neuer Schallimpuls kann erst wieder ausgesandt werden, wenn alle Echos des Vorgängers abgeklungen sind. Somit steht die Wiederholrate in Abhängigkeit mit der Eindringtiefe.



Die Ultraschallergebnisse können auf verschiedene Arten dargestellt werden. Man redet vom A-Mode (amplitude-mode), wenn die zeitliche Information der Reflexion aufgenommen wird. Dabei stellt die x-Achse die Eindringtiefe und die y-Achse die Echostärke dar. Ein weiterer Modus, ist der B-Mode (brighthness-mode). Hier wird die Amplitude des A-Mode in Grauwerte umgesetzt. Bewegt man den Ultraschall über das Objekt, so entsteht ein zweidimensionales Bild.

Die Basis für die Ultraschalluntersuchungen ist der Piezo-Ultraschallkopf, oder auch Sonde genannt. Seine Abtastgeometrie besteht aus 60 bis 400 in eine Reihe angeordneten Rechteckwandlern. Man kann die Bauart des Schallkopfs auf drei Grundformen zurückführen. Linear-Array, Convex-Array und Sektor-Array.



Bei der Linear-Array-Sonde sind die Sender / Empfänger in eine Reihe angeordnet und werden in Gruppen zyklisch geschaltet. Dadurch entsteht eine lineare Scanbewegung. Eine Verbesserung der lateralen Auflösung ist, durch das Verschieben des Strahlmittelpunktes um ein halbes Element, möglich. Dies geschieht durch das Schalten des vorangehenden Elements zur Bildgebung in Scanrichtung.

Bei dem Sektor-Array wird die Richtung der Schallkeule durch das verzögerte Schalten der Elemente bestimmt. Jedes der Elemente erzeugt eine Elementarwelle, welche überlagert in Summe eine ebene Welle ergeben.

Bei der dritten Art von Scans, dem Convex-Array, sind die Elemente längs eines Kreisbogens angeordnet. Dadurch wird das Objekt fächerförmlich abgetastet.

Doppler-Effekt

Der Doppler-Effekt wurde zuerst im Jahre 1842 von Christian Doppler vorausgesagt. Durch das Anwenden des Doppler-Effekts beim Ultraschall kann die Aussagekraft enorm gesteigert werden. Man unterscheidet zwischen den eindimensionalen Verfahren (continuous-wave Doppler, pulsed-wave Doppler) und mehrdimensionalen Verfahren, wie z.B. Duplexscan, was eine Kombination aus Doppler-Bildern und B-Bildern ist.

Der Effekt entsteht, wenn sich Sender und Empfänger relativ zu einander bewegen. Nähert sich das Objekt dem Sender, so ist die Frequenz größer. Entfernt es sich, wird die Frequenz geringer. So kann beim Empfang der Echos eine Frequenzverschiebung festgestellt werden, die durch die folgende Formel ausgedrückt wird.

$$\Delta f = \frac{2f_0 v \cos \alpha}{c}$$



Continuous-wave Doppler bestimmt eine Frequenzverschiebung mit Hilfe einer kontinuierlichen Schallwelle. Diese wird gleichzeitig ausgesendet und empfangen. Das Verfahren besitzt keine Axiale-Auflösung und die Bildberechnung findet unter dem Einsatz von komplizierten stochastischen Verfahren statt.

Pulsed-wave Doppler ist dagegen ein Verfahren, das die gleiche Frequenzverschiebung mittels eines Schallimpulses bestimmt. Dadurch ist es möglich ein Dopplersignal aus einem definierten Ort zu gewinnen.

Der Doppler-Effekt wird in der Medizin zur Blutgeschwindigkeitsmessungen benutzt. Es ist ein nicht-invasives Verfahren. Dabei greift man auf die beiden o.g. Verfahren zurück. Während man mit CW-Doppler lediglich die Geschwindigkeit messen kann, ermöglicht der PW-Doppler auch das Erstellen von Strömungsprofilen. Die Kombination aus Doppler-Verfahren und Schnittbildern liefert eine Echtzeitdarstellung vom Blutfluss.

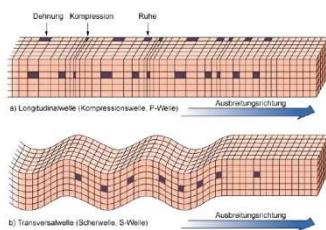
Vor- / Nachteile von Ultraschall

Die Vorteile des Ultraschalls liegen vor allen in der risikoarmen, nicht-invasiven und schmerzlosen Bildgebung. Die Anschaffungs- und Betriebskosten eines Ultraschallgeräts sind im Vergleich zu anderen Techniken der Bildgebung gering. Desweiteren gestatten Ultraschall eine Kontrolle über Schnittbilder in Echtzeit. Es ist außerdem das einzige Verfahren, das Flüssigkeitsströme darstellen kann.

Die Nachteile des Ultraschalls liegen in der schlechteren Bilddarstellung im Vergleich zu CT oder MRT. Aufnahmen von tieferliegenden oder von Knochen umschlossenen Organen sind kaum möglich. Außerdem hängen die Bilder oft von vielen Faktoren ab und erfordern eine gute Hand-Auge-Koordination.

Elastografie

Abtasten ist in der Medizin eine traditionelle Methode um die Elastizität von Gewebe festzustellen. So übt ein Arzt mit seinen Fingern einen Druck auf das Gewebe aus und diagnostiziert durch das Zurückschnellen des Gewebes wertvolle Informationen. Die gleiche Grundidee, die mechanischen Eigenschaften des Gewebes zu bestimmen, verfolgt eine Reihe von Bildgebungsverfahren, die als Elastografie bezeichnet werden. Dadurch ist es möglich Gewebe der gleichen akustischen Impedanz, aber unterschiedlicher Härte im Ultraschall sichtbar zu machen. Der Einsatz von dynamischen Strahlungskraft-Methoden bietet sich hier besonders gut an, da man umfassende Gewebeeigenschaften gewinnen kann. Die dynamischen Methoden werden in transiente Methoden, Scherwellenmethoden und Vibro-Akustografie unterteilt.



Bei den transienten Methoden wird die Schallstrahlungskraft dazu benutzt winzige Deformationen im Gewebe hervorzurufen. Der zeitliche Verlauf der Verschiebung wird gemessen und für Berechnungen der Gewebeeigenschaften als Grundlage herangezogen. Es wird ein kurzer Impuls ausgesendet, um anschließend die Reaktion des Gewebes mittels des Doppler-Ultraschalls zu messen. Die Deformation besteht aus einer Kompression des Gewebes, anschließend einer Entspannung und eventuell einem Nachschwingen. Die Endergebnisse bestehen aus mehreren Messungen und dem Einsatz von statistischen Verfahren.

Der Schermodul weist bei weichem Gewebe einen größeren Unterschied auf, als der Kompressionsmodul, deswegen eignet er sich besser zur Gewebe-Charakterisierung. Eine Möglichkeit, um Scherwelle im Inneren des Gewebes zu erzeugen, ist die Verwendung der Schallstrahlungskraft eines Ultraschallstrahls. Die punktuelle Anregung eines Kraftfeldes ist dabei der Schlüssel zum Erfolg, weshalb der Ultraschall fokussiert wird. Aufgrund der resultierenden Schallstrahlungskraft wird eine Scherwelle erzeugt. Diese breitet sich radial in Bezug auf die Strahlachse aus. Die Scherwellen werden im Gewebe viel stärker abgeschwächt, als die Kompressionswellen. Deshalb besteht die Möglichkeit eine Scherwelle nur in einem umliegenden Bereich um den Fokus zu erzeugen, was den Einfluss von Gewebegrenzflächen und reflektierenden Wellen vermindert.

Bei Vibro-Akustografie wird das Gewebe durch lokalisierte oszillierende Schallstrahlungskraft angeregt. Durch das Interferenzfeld im Fokus von zwei mit leicht verschobener Frequenz angesteuerten Schallgebern entsteht eine lokale Schwebung, welche je nach elastischen Eigenschaften entweder einen Teil oder das ganze Objekt in Schwingung versetzt. Anschließend wird die akustische Antwort mit Hilfe eines Hydrofons oder Mikrofons gemessen.