

2 Technische Grundlagen

2.1 B-Flow

Mit dem B-Flow Verfahren steht seit 1999 ein neues sonographisches Verfahren zur Blutflussdetektion zur Verfügung, das nicht auf dem Dopplerprinzip beruht. B-Flow ermöglicht die direkte Darstellung der reflektierenden Blutbestandteile.

Die vom fließenden Blut reflektierten Echosignale weisen gegenüber dem umliegenden Gewebe und der Gefäßwand eine ca. 1000fach geringere Signalstärke auf. Zusätzlich werden sie durch Rauschartefakte maskiert, so dass der arterielle Blutfluss mit der B-Bild-Sonographie üblicherweise nicht dargestellt werden kann. Die Anhebung der Echoamplituden der niedrigamplitudigen Streusignale des fließenden Bluts unter weitgehender Elimination von Rauschartefakten wird durch Einsatz des sogenannten Coded Excitation® (CE)-Verfahren ermöglicht.

Ultraschallsignale werden mit zunehmender Eindringtiefe im Gewebe abgeschwächt. Die Schallabschwächung nimmt mit ansteigender Ultraschallsendefrequenz exponentiell zu. Um eine hohe Auflösung zu erzielen, wird eine hohe Frequenz mit einem kurzen Puls benötigt. Eine größere Penetrationstiefe kann bei gleicher Frequenz nur durch eine längere Pulssequenz erreicht werden. Mit zunehmender Länge des Pulses wird der Schalldruck höher, wodurch eine größere Eindringtiefe erreicht wird, aber aufgrund der zunehmenden Pulslänge zu einer Verschlechterung der räumlichen Auflösung führt. Dieses Problem soll mit der CE-Technik gelöst werden (Abb. 1).

Ein breitbandiger Einzelpuls wird durch einen Transmitter zu einer kodierten Pulssequenz, in der auch die Amplitude enthalten ist, umgewandelt. Der Transmitter kann verschiedene Kodesequenzen, die je nach Zieltiefe unterschiedlich definiert sind, abgeben. Zwischen den kodierten Sendesequenzen und den Empfangssignalen wird eine Kreuzkorrelationsberechnung durchgeführt (O`Donnell, 1992; Welch, 1998).

Dadurch werden Echosignale, die dem Abgabekode nicht entsprechen eliminiert. Die Signalstärke wird durch Multiplikation der Sende- und Echosequenz mit nachfolgender Aufsummierung der Produkte angehoben und dadurch die Pulssequenz wieder in ihren ursprünglichen kurzen breitbandigen Puls zurückgeführt. Das verbleibende kurze Signal ermöglicht wiederum die ursprüngliche hohe Ortsauflösung.

Auf einer Bildlinie werden nacheinander zwei bzw. vier Pulssequenzen im „coded excitation modus“ abgegeben. Die beiden eingehenden Empfangssignale beinhalten für jeden Bildpunkt je ein Echosignal von einer bestimmten Stärke (Echoamplitude). Die durch Subtraktion beider Amplituden verbleibende Amplitude wird dann im „brightness modus“ abgebildet. Dieser Subtraktionsvorgang ist das bildgebende Prinzip des B-Flow (Weskott, 2000).

Im Falle einer Bewegung von Reflektoren zwischen den Sendepulsen ergibt der Subtraktionsvorgang einen Wert > 0 . Stationäre Echos werden somit nicht dargestellt (entspricht der Geräteeinstellung background off). Durch Multiplikation der zweiten Echosequenz mit einem Faktor < 1 und anschließender Subtraktion von der ersten Echosequenz, können stationäre Geweberechos bei dann verbliebenem Restenergiebetrag, z.B. mit 10%, dargestellt werden (entspricht der Geräteeinstellung background on).

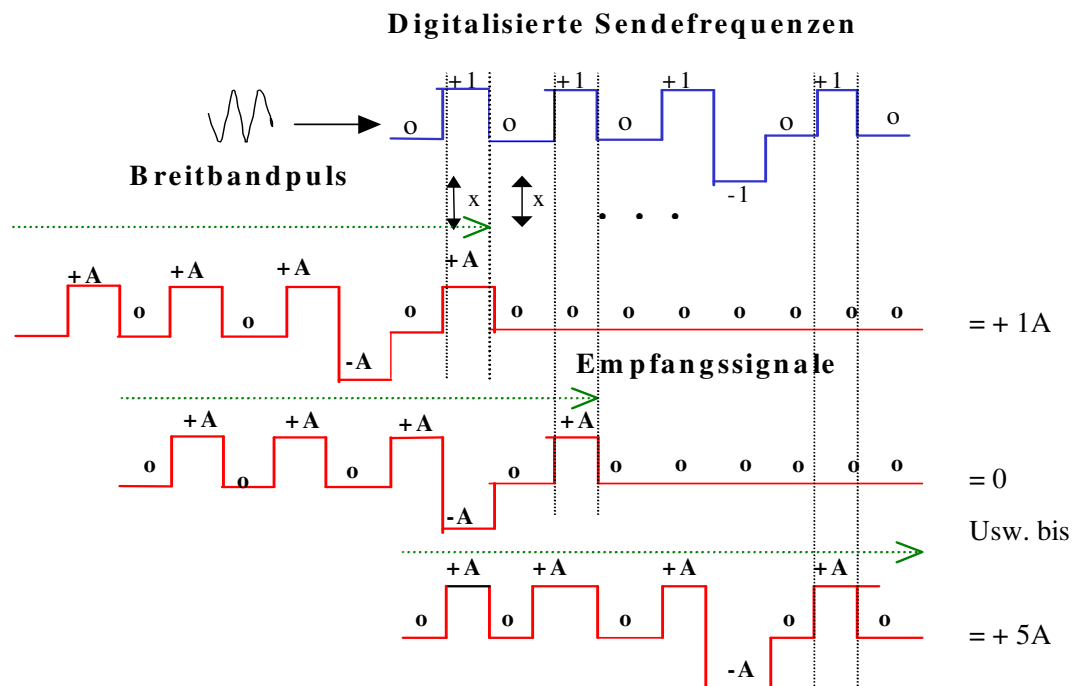


Abbildung 1:
Prinzip der Pulskompression (coded excitation)

Das analoge Signal wird in einer kodierten Sendesequenz mit einer bestimmten Amplitude abgegeben. Die Polarität einer beispielhaften Pulssequenz ist mit einer Abfolge von Einzelpulsen durch $+1$ und -1 angegeben. Das kodierte Sende- bzw. Empfangssignal ist erheblich länger als der breitbandige Einzelpuls. Im Empfangssignal finden sich Amplitude und Frequenz wieder (A steht für die Amplitudeninformation des Empfangssignals). Beim Verschieben des Empfangskodes nach rechts werden nacheinander die einzelnen Signale multipliziert (senkrechte Doppelpfeile), die Einzelwerte dann summiert. Dieses Vorgehen entspricht einer Kreuzkorrelation von digitalem Sendesignal und Empfangssignal. Verschiebt sich die Kurve ganz nach rechts, entsteht ein fünffacher Amplitudenwert (Weskott, 2000).