

# Unterdrückung von Aliasing-Effekten in Ultraschall-Doppler-Systemen

Valentin R., Moser U.

Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik  
Universität und ETH Zürich, CH-8044 Zürich, Schweiz

## EINLEITUNG:

Ultraschalluntersuchungen gewinnen in der Medizin aufgrund ihres patientenfreundlichen Charakters und der relativ geringen Kosten immer mehr an Bedeutung. Sowohl bei der Echographie als auch der Dopplertechnik wurden in den letzten Jahren beachtliche Fortschritte erzielt. Während tiefe Blutflussgeschwindigkeiten relativ genau ermittelt werden können, ist die Messung hoher Geschwindigkeiten, die vor allem in Herznähe auftreten, immer noch problematisch. Schuld daran ist unter anderem das sogenannte "Aliasing".

## PROBLEM:

Aliasing führt zu falscher Interpretation eines Signals aus seinen gemessenen Stützwerten. Dieser Effekt tritt immer auf, wenn in einem abgetasteten System die gemessene Frequenz grösser ist als die Hälfte der Abtastfrequenz. (Nyquist-Theorem). Beim gepulsten Ultraschall Doppler ist die Abtastfrequenz gleich der Pulsrepetitionsfrequenz ( $P_r$ ). Damit sind der mit konventioneller gepulster Dopplertechnik maximal messbaren Blutflussgeschwindigkeit Grenzen gesetzt, die in pathologischen Fällen die Messung klinisch relevanter Daten behindern können. In der Literatur sind mehrere Ansätze wie sog. "Nyquist-Tracker", Mehrfrequenz-Verfahren und andere Methoden beschrieben, die das Problem des Aliasing entschärfen sollen. Breite Anwendung in der Klinik hat aus verschiedenen Gründen keines dieser Verfahren gefunden. Deshalb wurde nach neuen Möglichkeiten gesucht.

## ZWEIFREQUENZ-METHODE:

Die hier vorgestellte Zweifrequenzmethode ist eine Weiterentwicklung einer Idee, die von Aloka [Al85] und Kontron [Ko89] patentiert wurde. Die Grundidee dieser Methode besteht darin, Pulse mit verschiedener Frequenz zu verwenden. Zur Berechnung der mittleren Geschwindigkeit im Abtastvolumen wird die Differenz der beiden empfangenen Dopplerfrequenzen verwendet, die wesentlich später an die Nyquistgrenze stösst als die beiden Einzelfrequenzen. Diese Methode hat allerdings den Nachteil, dass sie für gewisse Geschwindigkeitsbereiche falsche Resultate ergibt. Der Grund dafür liegt in der grossen Bandbreite der Signale. Auch wenn das Beobachtungsgebiet so klein gewählt wird, dass sich nur Erythrozyten mit etwa gleicher Geschwindigkeit im Abtastvolumen befinden, steigt die Bandbreite des empfangenen Signals mit zunehmender Geschwindigkeit aufgrund des sogenannten "Transitzeiteffektes" [Nh88]. Wenn die Geschwindigkeit so hoch ist, dass die Mittenfrequenz nahe der Nyquistgrenze zu liegen kommt, werden die höchsten Frequenzen auf die negative Seite des Spektrums gespiegelt. Wird bei der Berechnung des Flusses zum Beispiel das gewichtete erste Moment verwendet, wird der Fluss in diesem Falle unterschätzt. Figur 1 veranschaulicht diesen Zusammenhang:

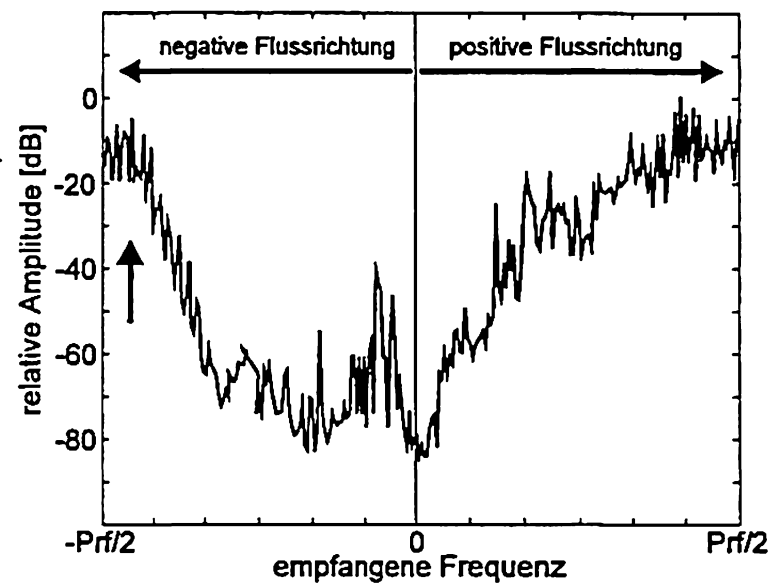


Fig. 1: Spektrum einer Messung, deren hochfrequenten Komponenten aufgrund von Aliasing auf die negative Seite gespiegelt werden (Pfeil).

Figur 2 zeigt das Ergebnis von 33 Messungen an einem Flussmodell wobei die Strömungsgeschwindigkeit von  $-1.2\text{m/s}$  bis nach  $1.2\text{m/s}$  variiert wurde. Als Sendefrequenzen wurden  $3.4\text{MHz}$  und  $4.6\text{MHz}$  verwendet. Der Innendurchmesser des Rohres beträgt  $13\text{mm}$ , als  $P_r$  wurde  $5\text{kHz}$  gewählt.

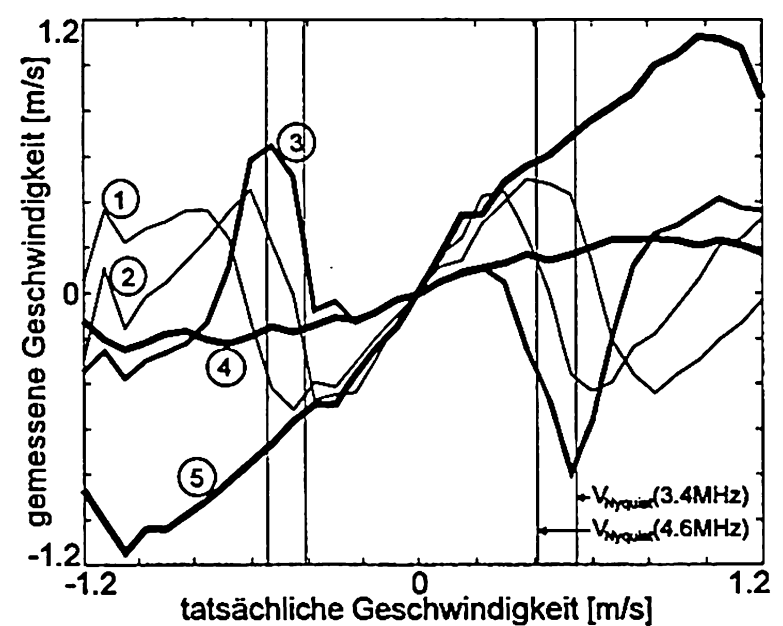


Fig. 2: Gemessene gegen tatsächliche Geschwindigkeit bei der Zweifrequenz-Methode

Kurve ① und ② von Figur 2 zeigen die aus den mittleren Dopplerfrequenzen berechnete Flussgeschwindigkeit bei  $3.4\text{MHz}$  resp.  $4.6\text{MHz}$  Sendefrequenz. Kurve ③ ist die Differenz von ① und ②. Deutlich zu sehen ist die Schwäche dieses Verfahrens im mittleren Geschwindigkeitsbereich. Beim weiterentwickelten Verfahren wird ein anderer Weg gewählt: Sei  $\varphi_L(i)$  der aus den orthogonal abgetasteten Dopplerechos berechnete Phasenwinkel des  $i$ -ten Abtastens bei einer Sendefrequenz von  $3.4\text{MHz}$ , analog  $\varphi_H(i)$  bei einer Sendefrequenz von  $4.6\text{MHz}$ . Es wird  $n$ -mal Abgetastet. Dann wird ein Wert  $x$

folgendermassen definiert:

$$x = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} [(\varphi_H(i+1) - \varphi_L(i+1) - \varphi_H(i) + \varphi_L(i))]_{\text{mod}_{2\pi}} \quad [1]$$

Wobei  $\text{mod}_{2\pi}$  die ermittelten Werte in das Intervall  $]-\pi, \pi[$  abbildet. Es kann gezeigt werden, dass aus statistischen Gründen das Vorzeichen von  $x$  mit der Flussrichtung übereinstimmt, solange die Bandbreite der empfangenen Dopplersignale kleiner als die  $P_f$  ist. Die nach [1] berechneten Werte sind in Kurve ④ in Figur 2 dargestellt. Anschliessend wird die durchschnittliche Geschwindigkeit zum Beispiel aus der mittleren Phasendifferenz zweier aufeinanderfolgenden Pulse der tieferen Sendefrequenz berechnet:

$$\bar{v} \sim \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} [\varphi_3(i+1) - \varphi_3(i)]_{\text{mod}_{2\pi}} \quad [2]$$

Die bei diesem Schritt verwendete Modulfunktion bildet  $\mathcal{R}$  je nach dem Vorzeichen von  $x$  entweder in das Intervall  $[0, 2\pi[$  für  $x$  grösser Null oder in das Intervall  $]-2\pi, 0]$  für  $x$  kleiner Null ab. Das Endergebnis der beschriebenen Schritte ist in Kurve ⑤ der Figur 2 zu sehen.

Mit diesem Verfahren kann der Geschwindigkeitsmessbereich gegenüber der Standardmethode um einen Faktor zwei erhöht werden. Im Gegensatz etwa zum "Nyquist-Tracker" müssen keine Werte aus der Vergangenheit berücksichtigt werden, so dass das Verfahren stabil ist.

#### DOPPELPULS-METHODE:

Die Grundidee des Doppelpuls Verfahrens ist es, zwei Wellenpakete mit der gleichen Frequenz kurz hintereinander auszusenden. Es wird zweimal pro Doppelpuls orthogonal abgetastet. Die Abtastzeitpunkte sind vom Abstand Transducer - Abtastvolumen und von der Zeitdauer zwischen den beiden Pulsen abhängig. Für die Berechnung der Geschwindigkeit wird die Winkeländerung bezogen auf die kurze Zeit zwischen den Wellenpaketen verwendet. Die Zeit  $T_{PA}$  zwischen den einzelnen Wellenpaketen des Doppelpulses kann so gewählt werden, dass die Winkeländerung auch bei relativ hohen Flussgeschwindigkeiten immer kleiner bleibt als  $\pm \pi$ .

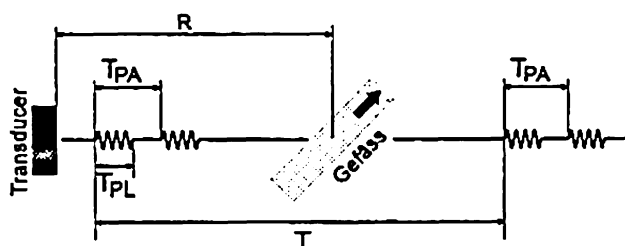


Fig. 3: Zeitliche und räumliche Verhältnisse bei der Doppelpuls - Methode

Das erste Abtasten zum Zeitpunkt  $2 \cdot R/c$  nach dem Senden des ersten Pulses ergibt den Winkel  $\varphi$ . Das zweite Abtasten  $T_{PA}$  später, entsprechend  $\xi$ . Die Durchschnittsgeschwindigkeit der Erythrozyten berechnet sich aus:

$$\bar{v} = \frac{\varphi - \xi}{T_{PA}} \cdot \frac{c}{4 \cdot \pi \cdot f_s \cdot \cos \alpha} \quad [3]$$

Somit ist die Berechnung der Durchschnittsgeschwindigkeit nicht mehr von der  $P_f$  abhängig. Der Nachteil dieser Methode

besteht darin, dass vor und hinter dem Abtastvolumen Störungen entstehen. Diese Störungen entstehen, weil das Echo des zweiten Wellenzuges nicht von dem aus einer tiefer liegenden Schicht stammenden Echo des ersten Wellenzuges getrennt werden kann.

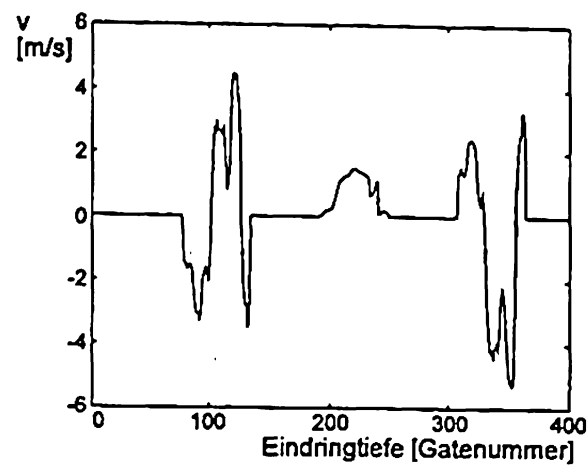


Fig. 4: Ein Echo des Doppelpulsverfahrens

Figur 4 zeigt das Ergebnis einer Simulation eines 6mm dicken Gefässes in dem eine Flüssigkeit mit einem parabelförmigen Strömungsprofil mit 1.5m/s Maximalgeschwindigkeit fliesst. Um die Störungen zu minimieren genügt es, die ausgewerteten Echos mehrerer Doppelpulse zu mitteln. Während das gewünschte Signal von einer kurzzeitigen Mittelung nicht betroffen wird, löschen sich die Störungen aufgrund ihrer statistischen Verteilung gegenseitig aus.

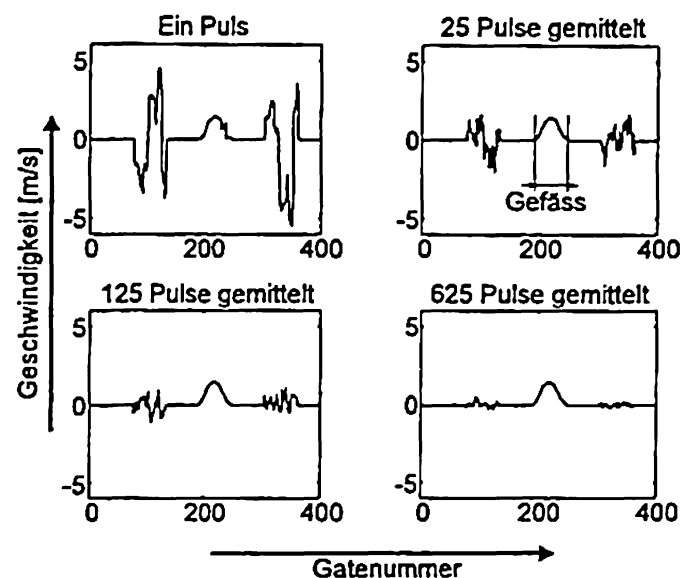


Fig. 5: Abnahme der Störungen bei der Doppelpuls - Methode bei einer Zunahme der Anzahl Mittelungen

Die Genauigkeit dieser Methode lässt sich erhöhen, indem das zweite Wellenpaket des ersten Doppelpulses mit dem ersten Wellenpaket des zweiten Doppelpulses in Beziehung gesetzt wird. (z.Z. in Arbeit)

#### ZUSAMMENFASSUNG:

Es wurden zwei Methoden vorgestellt, mit deren Hilfe es möglich ist, Aliasing Effekte im klinisch relevanten Bereich zumindest teilweise zu unterdrücken.

#### LITERATUR:

- [Al85] Aloka Co Ltd.: Europäisches Patentamt 0 166 392 A2
- [Ko89] Kontron Holding AG: Memorandum No. 108'781
- [Ce88] D. Censor, "Theory of Ultrasound Doppler-Spectra Velocimetry for Arbitrary Beam and Flow Configurations", IEEE Trans. on Biomed. Engineering, Sept. 1988