

Aus dem Institut für Röntgendiagnostik
der Universitätsklinik Würzburg
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Hahn

**Flußgeschwindigkeitsmessungen an Schlauchmodellen
- Einfluß eines Echosignalverstärkers auf die Meßergebnisse von drei
verschiedenen Farbduplexgeräten**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von
Stefanie Teichert
aus Korntal-Münchingen

Würzburg, September 2003

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. A. Tschammler

Koreferent: Prof. Dr. med. F. Schardt

Dekan: Prof. Dr. med. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 18.05.2004

Die Promovendin ist Ärztin

Meinen Eltern und Andreas Maier für die liebevolle Unterstützung und das
Vertrauen

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Einleitung	1
2 Naturwissenschaftliche Grundlagen	2
2.1 Ultraschall und Ultraschalltechnik	2
2.2 Dopplereffekt und Dopplersonographie	4
2.3 Hydrodynamik	6
2.3.1 Laminare Strömung	6
2.3.2 Turbulente Strömung	7
2.4 Hämodynamik	7
3 Medizinische Anwendung der Dopplersonographie, des Dopplereffektes sowie des Einsatzes von Kontrastmitteln	9
3.1 Dopplersonographie	9
3.1.1 Continuous-Wave-Doppler (CW-Doppler)	9
3.1.2 Pulsed-Wave Doppler Systeme (PW-Technik)	9
3.1.3 Duplexsonographie	11
3.1.4 Farbduplexsonographie	12
3.2 Echosignalverstärker	13
3.2.1 Überblick über die Entwicklung von Echosignalverstärkern	13
3.2.2 Physik der Echosignalverstärker	14
3.2.3 Kommerzielle Echosignalverstärker	15
3.2.4 Heutige Anwendung von Echosignalverstärkern	16

	Seite
4 Versuchsmethode	18
4.1 Verwendete Farbduplexsysteme	18
4.2 Besonderheiten der drei Farbduplexsysteme	19
4.2.1 QAD 1 (Firma Philips/Quantum)	19
4.2.2 SONOLINE Elegra (Firma Siemens)	19
4.2.3 HDI 3000 (Firma Philips/ATL)	19
4.3 Versuchsaufbau	20
4.3.1 Gefäßphantome	20
4.3.2 Modell	21
4.3.3 Perfusat	22
4.3.4 Druckerzeugung	23
4.3.5 Echosignalverstärker	23
4.3.6 Schallkopfbefestigung	24
4.4 Versuchsdurchführung	25
4.4.1 Eingesetzte Schlauchmodelle	26
4.4.1.1 QAD 1 (Firma Philips/Quantum)	26
4.4.1.2 SONOLINE Elegra (Firma Siemens)	26
4.4.1.3 HDI 3000 (Firma Philips/ATL)	26
4.5. Auswertung	26
4.5.1 Volumetrische Bestimmung der realen Flußgeschwindigkeiten	27
4.5.2 Bestimmung der maximalen Strömungsgeschwindigkeiten beim QAD 1 (Firma Philips/ Quantum)	29
4.5.3 Bestimmung der maximalen Strömungsgeschwindigkeiten beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)und HDI 3000 (Firma Philips/ATL)	30

	Seite
5. Ergebnisse	32
5.1. Vergleich der volumetrisch ermittelten realen Flußgeschwindigkeiten ($V_{\text{real nativ/KM}}$) und der mittels Farbduplexgerät gemessenen Flußgeschwindigkeiten ($V_{\text{mess nativ/KM}}$) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers für das Farbduplexsystem QAD 1 (Firma Philips/Quantum)	32
5.1.1 Messungen mit dem QAD 1 (Firma Philips/Quantum) nativ	32
5.1.1.1 Meßzeitpunkt 10 Sekunden	32
5.1.1.2 Meßzeitpunkt 60 Sekunden	33
5.1.2 Vergleich der Flußgeschwindigkeitsmessungen mit dem QAD 1 (Firma Philips/Quantum) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers	33
5.1.2.1 Schlauchmodell mit 0,1 mm Innendurchmesser („Modell 0,1“)	33
5.1.2.2 Schlauchmodell mit 0,2 mm Innendurchmesser („Modell 0,2“)	34
5.1.2.3 Schlauchmodell mit 0,3 mm Innendurchmesser („Modell 0,3“)	35
5.2 Vergleich der volumetrisch ermittelten realen Flußgeschwindigkeiten ($V_{\text{real nativ/KM}}$) und der mittels Farbduplexgerät gemessenen Flußgeschwindigkeiten ($V_{\text{mess nativ/KM}}$) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers für das Farbduplexsystem SONOLINE Elegra (Firma Siemens)	36
5.2.1 Messungen mit dem SONOLINE Elegra (Firma Siemens) nativ	36
5.2.1.1 Meßzeitpunkt 10 Sekunden	36
5.2.1.2 Meßzeitpunkt 60 Sekunden	37
5.2.2 Zusätzliche Messungen der Nativphase für die Schläuche mit dem Innendurchmessern von 0,2 mm und 0,3 mm	38
5.2.3 Vergleich der Flußgeschwindigkeitsmessungen mit dem SONOLINE Elegra (Firma Siemens) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers	39
5.2.3.1 Schlauchmodell mit 0,1 mm Innendurchmesser („Modell 0,1“)	39

	Seite
5.2.3.2 Schlauchmodell mit 0,2 mm Innendurchmesser („Modell 0,2“)	40
5.2.3.3 Schlauchmodell mit 0,3 mm Innendurchmesser („Modell 0,3“)	40
5.3 Vergleich der volumetrisch ermittelten realen Flussgeschwindigkeiten ($V_{\text{real nativ/KM}}$) und der mittels Farbduplexgeräts gemessenen Flußgeschwindigkeiten ($V_{\text{mess nativ/KM}}$) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers für das Farbduplexsystem beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)	42
5.3.1 Messungen mit dem HDI 3000 (Firma Philips/ATL)nativ	42
5.3.1.1 Meßzeitpunkt 10 Sekunden	42
5.3.1.2 Meßzeitpunkt 60 Sekunden	42
5.3.2 Vergleich der Flußgeschwindigkeitsmessungen mit dem HDI 3000 (Firma Philips/ATL) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers	43
5.3.2.1 Schlauchmodell mit 0,1 mm Innendurchmesser („Modell 0,1“)	43
5.3.2.2 Schlauchmodell mit 0,3 mm Innendurchmesser („Modell 0,3“)	44
5.4 Vergleich zwischen den Flußgeschwindigkeitsmessungen der drei Farbduplexgeräte QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL)	45
5.4.1 Schlauchmodell mit 0,1 mm Innendurchmesser („Modell 0,1“)	45
5.4.2 Schlauchmodell mit 0,2 mm Innendurchmesser („Modell 0,2“)	46
5.4.2.1 Auswertung nach 10 und 60 Sekunden nativ	46
5.4.2.2 Auswertung nach 10 Sekunden, 60 Sekunden, 120 Sekunden und 180 Sekunden nach Zugabe eines Echosignalverstärkers	47
5.4.3 Schlauchmodell mit 0,3 mm Innendurchmesser („Modell 0,3“)	48
5.4.3.1 Auswertung nach 10 und 60 Sekunden nativ	48
5.4.3.2 Vergleich 10 Sekunden, 60 Sekunden, 120 Sekunden und 180 Sekunden nach Zugabe eines Echosignalverstärkers	49
5.5 Vergleich des Kontrastmitteleffektes auf die Meßergebnisse der drei untersuchten Farbduplexgeräte	51

	Seite
6. Diskussion	53
6.1 Vergleich der drei Farbduplexgeräte QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL)	53
6.2 Beurteilung des Einsatzes von Echosignalverstärkern	55
6.3 Praktischer Einsatz von Echosignalverstärkern in der farbkodierten Duplexsonographie	55
7 Zusammenfassung	57
8 Literaturverzeichnis	58
9 Abkürzungen	64
10 Zeichen	65
Danksagung	
Lebenslauf	

1 Einleitung

Die farbkodierte Duplexsonographie (FKDS) ist eine Kombination aus konventioneller B-Bild Ultraschalltechnik und einem mehrkanaligen gepulsten Doppler-System. Es besteht eine gute Korrelation zwischen den farbduplexsonographisch ermittelten und den realen Werten für den Blutfluß in größeren Gefäßen. Deshalb hat sich die FKDS sowohl in der Diagnostik, Quantifizierung und Therapiekontrolle peripherer Gefäße als auch in der Kardiologie durchgesetzt.

Die FKDS sucht ihr neues Einsatzgebiet in der Erkennung und Quantifizierung der Perfusion kleinster Gefäße wie zum Beispiel Tumorgefäße. In einer bisherigen Modellstudie von A. Rinneberg wurde festgestellt, daß die FKDS (farbkodierte Duplexsonographie) in kleineren Gefäßen die Flußgeschwindigkeit systematisch zu niedrig mißt [49].

In dieser Arbeit soll bei Einsatz eines gleichartigen Gefäßmodells geklärt werden, ob der Meßfehler nach Zugabe eines Echosignalverstärkers (Firma Bracco-Byk Gulden GmbH) abnimmt.

Zusätzlich werden drei Farbduplexgeräte (QAD 1 der Firma Philips/Quantum, SONOLINE Elegra der Firma Siemens und HDI 3000 der Firma Philips/ATL) verwendet und miteinander verglichen.

2 Naturwissenschaftliche Grundlagen

2.1 Ultraschall und Ultraschalltechnik

Ultraschall ist ein für den Menschen unhörbarer Schall mit Frequenzen oberhalb 20000 Hertz. Die Frequenzen in der medizinischen Diagnostik liegen zwischen 2,5 und 15 MHz und entsprechen einer Wellenlänge λ zwischen 0,6 und 0,1 mm. Ultraschallwellen sind periodische Schwingungen von Materialteilchen und setzen sich im Körper in Form von elastischen Wellen räumlich fort (Longitudinalwellen). Sie unterliegen nicht nur der Absorption, sie können ebenso reflektiert, gebrochen oder gestreut werden. An Grenzflächen $> \lambda$ (Grenzwellenlänge) tritt Reflexion auf, wohingegen an Grenzflächen $< \lambda$ (wie zum Beispiel Erythrozyten) Streuung erscheint. Die Absorption steigt mit zunehmender Ultraschallfrequenz.

Die Bildung von Ultraschall basiert auf den piezoelektrischen Effekt: Bestimmte Stoffe werden durch das elektrische Wechselfeld zu entsprechenden mechanischen Schwingungen angeregt. Umgekehrt entsteht aufgrund von mechanischen Kräften (Druck, Zug) an solchen Stoffen eine elektrische Spannung. Es findet also eine Schallwandlung statt. Der bekannteste Schallwandler dieser Art ist Quarz. In der Ultraschalldiagnostik werden Kristalle vor allem wegen ihres hohen Wirkungsgrades im interessierenden Frequenzbereich wie zum Beispiel Titanat, Bleizirkonat oder auch heute häufig künstlich hergestellte keramische Stoffe eingesetzt [13].

Das Grundprinzip der Ultraschalltechnik besteht darin, daß von einem Schallwandler (Transducer) ein kurzer Ultraschallimpuls in das Gewebe ausgestrahlt und gleichzeitig eine Zeitmessung gestartet wird. Der Transducer ist unmittelbar nach dem Impuls bereit zum Empfang für die von den Grenzflächen reflektierten Signale. Der an die Körperoberfläche angelegter Schallkopf arbeitet demnach als Schallerzeuger und -empfänger.

Im Allgemeinen sind die von einem Schallwandler ausgehenden Wellen um so besser gebündelt, je höher die Frequenz ist. Andererseits nimmt die Schwächung des Ultraschalls im Gewebe mit der Frequenz zu. Zur Diagnostik wird daher bevorzugt der Frequenzbereich von etwa 2,5 bis 15 MHz eingesetzt.

Die Tiefe der reflektierten Grenzschicht im Gewebe ergibt sich aus der Zeit zwischen Impulsabstrahlung und Empfang des reflektierten Signals. Aus der Laufzeit t des Impulses läßt sich mit Hilfe der Formel:

$$2 s = c \cdot t \quad (\text{Gleichung 1})$$

s = Tiefe

t = Laufzeit

c = Schallgeschwindigkeit (mittlere Schallgeschwindigkeit im Gewebe ca. 1540 m/s)

die Tiefe s berechnen, in der das Signal reflektiert wurde.

Der Mittelwert der Schallgeschwindigkeiten beträgt im menschlichen Körper etwa 1540 m/s, wobei die Schallgeschwindigkeit in den verschiedenen Geweben außer im Knochen nur um wenige Prozente differiert.

Wasser	1496
Blut	1560
Fett	1476
Muskel	1568
Leber	1570
Gehirn	1521
Knochen	3360
Luft	331
Teflon	ca. 530

Tabelle 1: Schallgeschwindigkeit c in verschiedenen Medien [20]

2.2 Dopplereffekt und Dopplersonographie

Der Dopplereffekt, den Chr. S. Doppler (1803-1853) 1842 entdeckte, beinhaltet die bei der Bewegung eines Wellenerzeugers (relativ zu einem Empfänger) beobachtbare (meßbare) Änderung der Frequenz im Vergleich zu der vom Erzeuger ausgestrahlter Frequenz. So erscheint zum Beispiel der Ton der Hupe eines sich nähernden Kraftfahrzeugs einem stillstehenden Beobachter höher als der eines stehenden Fahrzeugs (der höhere Ton entspricht der höheren Frequenz der Schallwellen); er erscheint umgekehrt tiefer, wenn sich das Kraftfahrzeug vom Beobachter entfernt.

Beim Dopplerverfahren werden vom Schallkopf Ultraschallwellen vom piezoelektrischen Kristall mit einer bestimmten Frequenz und Amplitude ausgesandt und die reflektierten Echos kontinuierlich von einem Empfangskristall registriert. An bewegten Strukturen im Gewebe, wie zum Beispiel Erythrozyten im fließenden Blut, werden die Schallwellen verändert und zum Schallempfänger zurückgesendet.

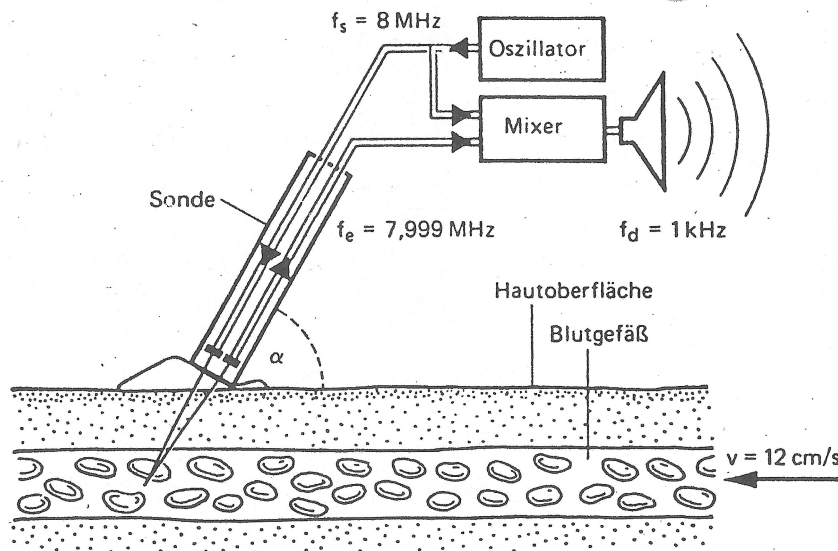


Abbildung 1: Prinzip der Doppler-Sonographie: f_s Sendefrequenz, f_e Empfangsfrequenz, f_d Differenz der beiden Frequenzen als Maß der Bewegungsgeschwindigkeit. Zur Berechnung der absoluten Geschwindigkeit muß der Winkel (α) bekannt sein [14].

Eine Geschwindigkeitskomponente auf den Empfänger zu führt zu einer Erhöhung und von ihm weg zu einer Erniedrigung der Frequenz der reflektierten Welle [23]. Diese Frequenzverschiebungen nennt man auch Dopplershift beziehungsweise Dopplerfrequenz. Sie schlägt sich in der Dopplergleichung nieder. Unter den in der Medizin üblichen Untersuchungsbedingungen liegt die Dopplerverschiebung im hörbaren Bereich und kann auch akustisch dargestellt werden [30]. Die Dopplergleichung wird in der Medizin mit zwei multipliziert (siehe Gleichung 2), weil die Erythrozyten sowohl Empfänger als auch Sender sind.

$$F(d)=2f(0) v \cos (\alpha) /c \text{ (Gleichung 2) [31]}$$

$F(d)$ = Dopplerverschiebung oder „Dopplershift“.

Sie entspricht der Differenz zwischen Senderfrequenz (Frequenz des Schallkopfes) und Empfängerfrequenz (Frequenz der an den Blutkörperchen reflektierten Schallwellen)

$f(0)$ = Senderfrequenz, Frequenz des Schallkopfes

v = Blutströmungsgeschwindigkeit

α = Winkel zwischen Dopplerstrahl und dem zu untersuchenden Blutgefäß

c = Schallausbreitungsgeschwindigkeit (im menschlichen Weichteilgewebe ca. 1540 m/s)

Wie aus der Gleichung ersichtlich, verhält sich die Dopplerfrequenz $F(d)$ proportional zur ausgesandten Frequenz $f(0)$ sowie zur Blutströmungsgeschwindigkeit v . Mit Hilfe der Dopplergleichung läßt sich sowohl auf die Geschwindigkeit als auch auf die Richtung der sich bewegenden Grenzfläche schließen. Nach Umformen der Gleichung 2 ergibt sich für die Blutströmungsgeschwindigkeit:

$$v= F(d) \cdot c / (2f(0) \cdot \cos(\alpha)) \text{ (Gleichung 3)}$$

2.3 Hydrodynamik

2.3.1 Laminare Strömung

Laminare Strömung bedeutet, daß sich in Flüssigkeiten alle Teilchen ausnahmslos parallel zur Gefäßachse in coaxialen zylindrischen Schichten bewegen.

Das parabolische Geschwindigkeitsprofil mit einem Geschwindigkeitsmaximum im Axialstrom kommt durch die sich teleskopartige gegeneinander Verschiebung einzelner molekularer Flüssigkeitsteilchen zustande. Dabei ruht die unmittelbar an der Gefäßwand anliegende Schicht aufgrund der Adhäsion, während sich die zur Gefäßmitte aufeinanderfolgenden Schichten gegeneinander verschieben.

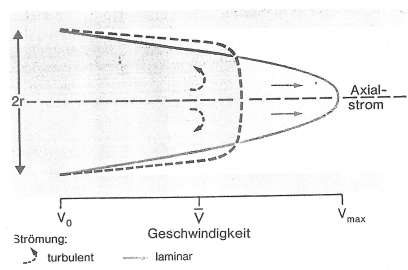


Abbildung 2: Geschwindigkeitsprofil bei laminarer (coaxialer zylindrischer) Strömung (durchgezogene Linie). Bei turbulenter Strömung (gestrichelte Linie) ist axiale Strömungsgeschwindigkeit niedriger als bei laminarer Strömung [41].

Die Flußgeschwindigkeit an einem Meßpunkt innerhalb des Gefäßes ist abhängig von der mittleren Flußgeschwindigkeit im Gefäß, vom Radius des Gefäßes sowie vom Abstand des Meßpunktes vom Mittelpunkt des Gefäßquerschnittes:

$$v_{\text{laminar}}(r) = 2v(1 - r^2/R^2) \quad (\text{Gleichung 4})$$

v = mittlerer Flußgeschwindigkeit im Gefäß

r = Abstand des Meßpunktes vom Mittelpunkt des Gefäßquerschnittes:

R = Radius des Gefäßes

Dieses Flußprofil entsteht durch die Zusammenhangskraft sowohl zwischen den benachbarten Flüssigkeitsteilchen (Kohäsion) als auch zwischen

Flüssigkeitsteilchen und Teilchen eines festen Körpers (Adhäsion). Zusätzlich tritt „innere Reibung“ hinzu, eine Reibungskraft, die bei gegenseitiger Verschiebung von Flüssigkeitsteilchen entsteht und im Kapitel 2.4 („Hämodynamik“) näher erläutert wird.

2.3.2 Turbulente Strömung

Laminare Strömung kann durch Vergrößerung des Gefäßdurchmessers, Reduktion der Viskosität oder Erhöhung der Geschwindigkeit in turbulente Strömung übergehen. Es treten dann Wirbel auf, in denen sich die Flüssigkeitsteilchen nicht nur parallel wie bei der laminaren Strömung, sondern auch quer zur Gefäßachse bewegen. Das Strömungsprofil wird abgeflacht (siehe Abbildung 2). Die dimensionslose Reynold-Zahl (Re) beschreibt den Strömungszustand:

$$Re = v \cdot 2 \cdot r \cdot \rho / \eta \text{ (Gleichung 5) [41]}$$

v = mittlere Strömungsgeschwindigkeit [m/s]

$2r$ = Durchmesser des Gefäßes [m]

ρ = Massendichte (Blut 1060 kg/m³)

η = Viskosität [Pa s]

Bei Werten über 400 treten lokale Wirbel in den Randschichten der Strömung auf. Ab 2000 bis 2400 geht laminare in turbulente Strömung über.

2.4 Hämodynamik

Die Blutströmung kommt durch die Druckdifferenz der einzelnen Gefäßabschnitte zustande. Dabei fließt Blut entsprechend des Druckgefälles aus Gebieten höherer Drücke in die niedrigeren Drücke. Durch das Druckgefälle wird die Kraft zur Überwindung des Strömungswiderstandes

bereitgestellt. Die Größe des Strömungswiderstandes hängt von der Gefäßarchitektur (zum Beispiel Länge und Durchmesser) sowie von der Viskosität des Blutes ab. Die Viskosität (η) einer Flüssigkeit bezeichnet die Zähigkeit beziehungsweise innere Reibung von Gasen und Flüssigkeiten. Sie ist eine temperaturabhängige Konstante und „ergibt sich nach Newton aus dem Quotienten von Schubspannung T , d.h. der einwirkenden Kraft pro Fläche (Pa) sowie der Scherung γ , d.h. dem Geschwindigkeitsgradienten zwischen den einzelnen Schichten: “ [40]

$$\eta = T / \gamma \text{ (Gleichung 6)}$$

η = Viskosität

T = Schubspannung

γ = Scherung

Blut ist aufgrund seiner Zusammensetzung von Plasma und corpusculären Teil eine heterogene bzw. eine Nicht-Newtonsche Flüssigkeit. Blut weist eine variable Viskosität auf. Sie steigt mit zunehmender Zellzahl suspendierter Zellen, zunehmendem Proteingehalt und mit sinkender Strömungsgeschwindigkeit [41]. Bei Gefäßen mit einem Durchmesser über 500 μm verhält sich das Blut nahezu wie eine Newtonsche Flüssigkeit, d.h. es zeigt sich eine lineare Beziehung zwischen visköser Scherspannung und Geschwindigkeitsgradienten.

In Gefäßen mit einem Durchmesser unter 500 μm nimmt die effektive Viskosität gemäß des Sigma- bzw. Fahraeus- Lindqvist- Effekts ab: Die Erythrozyten lagern sich in Gefäßachse aneinander und werden dabei von einer niedrig-viskösen Plasmaschicht umgeben, so daß die innere Reibung abnimmt, und das Strömungsprofil im Vergleich zur laminaren Strömung abgeflacht wird.

3 Medizinische Anwendung der Dopplersonographie, des Dopplereffektes sowie des Einsatzes von Kontrastmitteln

3.1 Dopplersonographie

Bei der Dopplersonographie unterscheidet man zwischen Continuous-Wave-Doppler (CW-Doppler) und Pulsed-Wave-Doppler Systeme (PW- Technik).

3.1.1 Continuous-Wave-Doppler (CW-Doppler)

Der Continuous-Wave- Doppler (CW-Doppler) entspricht dem „Liniendoppler“. Bei ihm werden alle Flußgeschwindigkeiten entlang eines Schallstrahles bzw. Linie erfaßt.

Der Vorteil der CW-Technik besteht darin, daß keine Begrenzung der maximal meßbaren Geschwindigkeit besteht. Dies kann zum Beispiel bei Diagnostik von Herzklappenstenosen genutzt werden [16].

Der Nachteil liegt darin, daß keine Tiefenbestimmung über die Laufzeit des Ultraschalls erfolgen kann, d.h. „mehrere in der Schallausbreitungsrichtung liegende Gefäße (bewegte Strukturen) können nicht unterschieden werden [32].

3.1.2 Pulsed-Wave Doppler Systeme (PW-Technik)

Beim Pulsed-Wave Doppler werden die Flußgeschwindigkeiten nur an einem bestimmten Punkt (sogenannter Sample Volume = Messvolumen) gemessen. Ultraschall wird nicht kontinuierlich sondern gepulst mit einer bestimmten Frequenz (Pulswiederholungsfrequenz) ausgesendet und mit einer zeitlichen Verzögerung von demselben Transducer (Sender,

Empfänger) wieder aufgenommen. Die Schallsonde schaltet im Wechsel von Empfangen auf Senden um.

Der Vorteil gegenüber dem CW-Doppler besteht darin, daß die Strömung tiefenselektiv gemessen werden kann, d.h. mehrere in der Schallausbreitungsrichtung liegende Gefäße (bewegte Strukturen) können unterschieden werden.

Die maximale erfaßbare Geschwindigkeit ist durch die Begrenzung der Pulswiederholungsfrequenz (PRF) beschränkt. Beim Überschreiten der Nyquist-Grenze ($F(d) \leq PRF/2$, $F(d) =$ Dopplerfrequenz) kommt es zum Aliasing-Phänomen einer fehlerhaften Messung der $F(d)$ [19]. Aliasing kann vermieden werden durch Erhöhung der PRF, Verkleinerung des Dopplerwinkels, Wahl einer niedrigeren Schallkopffrequenz oder durch einen technischen Trick, indem bei bekannter Flußrichtung die Nulllinie des Dopplerspektrums versetzt wird („zero-shift“, siehe Abbildung 3).

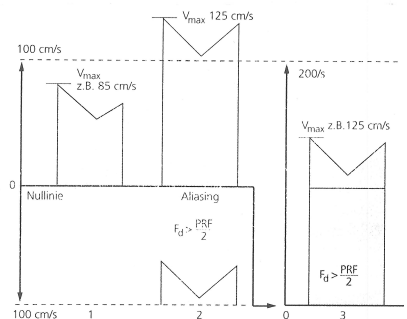


Abbildung 3: PW-Doppler bei Mitralstenose:

- 1 = normales Flussprofil an der gesunden Mitralklappe
- 2 = pathologisches Flussprofil an einer Mitralstenose mit Aliasing, da Nyquist-Grenze überschritten (mehr als 100 cm/s)
- 3 = Vermeidung des Aliasing durch Nulllinienverschiebung [33]

Nachfolgend der tabellarische Vergleich zwischen CW- und PW-Technik:

Kontinuierliche Aussendung der Schallenergie Keine räumliche Auflösung Keine Begrenzung der maximal meßbaren Geschwindigkeit	Gepulste Aussendung einer bestimmten Frequenz Räumliche Auflösung Begrenzung der maximal meßbaren Geschwindigkeit
--	---

Tabelle 2: Vergleich zwischen CW- und PW-Technik

3.1.3 Duplexsonographie

Die Duplexsonographie ist ein Ultraschalluntersuchungsverfahren, das gleichzeitig Dopplersonographie und hochauflösende Echtzeitschnittbilddarstellung verwendet. Es wird ein Schallkopf sowohl zur Messung des Dopplereffekts als auch zur Erzeugung des Schnittbildes benutzt. Da dieser Wechsel sehr schnell erfolgt, sind die Meßwerte der beiden Systeme gleichzeitig beurteilbar. Die Identifikation des Gefäßes, aus dem schließlich die Dopplersignale abgeleitet wird, ist durch die Achse des Dopplerultraschalls, Größe und Lage des Meßvolumens, die im Schnittbild eingeblendet werden, möglich. Weiterhin kann der Dopplerwinkel, d.h. der Winkel zwischen Doppler- und Gefäßachse, durch Messung ermittelt und (mit Hilfe der Dopplergleichung) die absolute Strömungsgeschwindigkeit bestimmt werden.

„Da aus dem Querschnittsbild die Querschnittsfläche planimetrisch zu ermitteln ist, kann das Durchströmungsvolumen pro Zeiteinheit bestimmt werden, wenn die durchschnittliche Strömungsgeschwindigkeit bekannt ist“ [14]. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt neben dieser Fluß-Volumendarstellung in der guten morphologischen Darstellbarkeit geringer Gefäßveränderungen beziehungsweise Auflagerungen [14].

Der Nachteil dieses Systems besteht darin, daß der Untersucher „zur umfassenden Informationsgewinnung mit dem Meßvolumen den gesamten interessierenden Gefäßabschnitt absuchen muß“ [21]. Dies führt zu langen Untersuchungszeiten und fordert einen erfahrenen Untersucher.

3.1.4 Farbduplexsonographie

Die farbkodierte Duplexsonographie ist ein System, bei dem Echtzeit-B-Mode-Ultraschalltechnik mit dem Dopplerverfahren kombiniert wird. Somit ist neben der Gewebedarstellung in Grauwerten auch die Messung von Flußgeschwindigkeiten aus zahlreichen Meßpunkten des B-Bildes (vielkanaliger Duplex) möglich. Die simultane Bestimmung vieler Meßpunkte innerhalb der Blutströmung ermöglicht die Bestimmung der mittleren Flußgeschwindigkeit und ihre farbkodierte Darstellung. Durch die verschiedenen Farbkodierungen wird die Flußrichtung und durch die verschiedenen Farbhelligkeitsstufen die Strömungsgeschwindigkeit dargestellt. Somit kann der Blutfluß in Echtzeit beschrieben werden [21]. Fluß ist auch in sehr dünnen Gefäßen, die kleiner sind als die Grauwertaufösung des Systems, sichtbar [34].

Die farbkodierte Duplexsonographie (FKDS) ermöglicht eine erhebliche Ausdehnung der diagnostischen Möglichkeiten des Ultraschalls [17][21][6].

Die Farbduplexsonographie ermöglicht eine direkte Darstellung der Gefäße, der Hämodynamik und des umgebenden Gewebes. Dies vereinfacht die Anwendung und verkürzt die Untersuchungszeit. Die klinischen Indikationen lagen ursprünglich in der Kardiologie. Dort wurden sie zur Untersuchung des intrakardialen Blutflusses und von Klappendysfunktionen eingesetzt [28].

Die farbkodierte Duplexsonographie hat ihren Einsatz zur Diagnostik und Therapiekontrolle nach perkutaner transluminaler Angioplastie (PTA) und Gefäßoperation erweitert [25]. Sie hat außerdem ihre Berechtigung in der

Diagnostik von Aneurysmen und A-V-Fisteln [35][45] sowie zur Funktionsbeurteilung von Hämodialyseshuntis gefunden [26]. Auch zur Verlaufskontrolle von tiefen Venenthrombosen [3] vom Unterschenkel bis zur V. cava sowie von Arm- und Halsvenenthrombosen hat sich die farbkodierte Duplexsonographie einen Platz geschaffen. Zudem wird sie eingesetzt zur raschen Beurteilung der Perfusion von Transplantatnieren, die besonders bedeutsam in der unmittelbaren postoperativen Phase ist [7][43].

Mit Hilfe der Duplexsonographie kann die Perfusion oberflächennah gelegener Organe wie zum Beispiel Hoden und Nebenhoden sowie der Schilddrüse beurteilt werden [27]. Zusätzlich kann die Abgrenzung kleinster Varikozelen des Plexus pampiniformis erkannt werden [4][48].

Ein neues Feld der Farbduplexsonographie ist die Erkennung sehr kleiner intraparenchymatöser Gefäße. Die Hypervaskularisation von Tumoren ist dabei ein wichtiges artdiagnostisches Zeichen [37]. Eine Differentialdiagnose zur Entzündung wird durch die Kombination der Tumorneovaskularisation mit der gleichzeitigen Beurteilung des Gewebes durch Ultraschall gegeben.

3.2 Echosignalverstärker

Echosignalverstärker haben eine beträchtliche Möglichkeit der Verstärkung von Dopplersignalen. Tierexperimentelle Studien bewiesen die Wirksamkeit von Echosignalverstärker bei direkter und nach peripher-venöser Applikation [5][8][9].

3.2.1 Überblick über die Entwicklung von Echosignalverstärkern

Echosignalverstärker stellen eine Erneuerung in der klinischen Routine dar. Klinische Studien beweisen, daß mit Hilfe der Echosignalverstärker unzureichend darstellbare Dopplersignale sichtbar gemacht werden und so

die Anwendungsbereiche von Doppleruntersuchungen erweitern. Die Geschichte von Echosignalverstärker geht bis in die 60 er Jahre des letzten Jahrhunderts zurück. In der Echokardiographie bewirkten Gramiak und Shah nach Injektion von Indocyangrün-Farbstoff bzw. Salzlösung eine Ultraschall-Signalverstärkung bei der M-Mode Untersuchung der Aortenklappe [15].

Man erkannte bald, daß das Vorhandensein von Mikrobläschen den Kontrastmitteleffekt bewirkt. Mit Hilfe verschiedener Techniken versuchte man mit den nachfolgenden aufgeführten Methoden Kontrastmittel herzustellen:

- Aufschütteln von Lösungen,
- Verschiedene Injektionsverfahren und Durchmischungseinrichtungen,
- „Anwendungen von starken Ultraschallfeldern zur Erzeugung von Mikrobläschen durch „sonication“ [39].

Die durch den „sonicator“ hergestellten kleinen Mikrobläschen waren bereits für die Kontrastierung geeignet (\varnothing 8 \pm 3 μ m), obwohl früher keine Pulmonalpassage sondern nur Rechtsherzuntersuchungen möglich waren.

3.2.2 Physik der Echosignalverstärker

Die gasgefüllten Mikrobläschen spielen aufgrund ihrer besonderen akustischen Eigenschaften bei dem Echosignalverstärker eine dominierende Rolle, da sie die Intensität der Reflexion von Ultraschallwellen (Rückstreuung) erhöhen und der Transducer somit ein stärkeres Echo empfängt.

Sowohl die Dichte- als auch Kompressibilitätsunterschiede bestimmen den Streuquerschnitt und somit die Stärke der durch den Echosignalverstärker reflektierter Echos. Die Mikrobläschen erhöhen nun sehr stark die akustische Differenz zwischen gasförmigen Körper Blut und damit

auch den Streuquerschnitt. So steigern die Mikrobläschen zum einem die Echogenität und verstärken zum anderen das Dopplersignal.

Doch auch die Größe der Mikrobläschen ist von entscheidender Bedeutung. Steigt deren Größe, so erhöhe sich die Rückstreuung und auch der Streuquerschnitt. Es sind jedoch obere Grenzen für die Größe der Mikrobläschen gesetzt, da eine Kapillarpassage möglich sein muß.

Die Mikrobläschen müssen neben der Anforderung, die Kapillaren passieren zu können, auch noch andere Bedingungen erfüllen. Sie müssen injizierbar, resistent gegen Druck sein, und sie müssen nach ihrer Injektion ins Blutsystem noch eine gewisse Zeit am Ort der Untersuchung vorhanden sein.

3.2.3 Kommerzielle Echosignalverstärker

Drei kommerzielle Echosignalverstärker werden im folgenden Abschnitt erläutert:

Echovist® (SHU 454, Schering AG, Berlin) ist der erste kommerzielle Echosignalverstärker auf dem Markt. 1984 wurden die ersten vorklinischen Ergebnisse veröffentlicht. Echovist® setzt sich aus speziell hergestellten Galaktosepartikeln zusammen, die als trockenes Granulat zur Verfügung stehen. Vor Anwendung wird das Granulat in der Galaktoselösung aufgenommen und durch heftiges Aufschütteln in eine homogene Suspension überführt“ [39]. Die in den Granulen befindliche Luft bewirkt die Bildung von Mikrobläschen. Die Größenverteilung an den Galaktosepartikeln ist vorhersehbar. Dabei sind 97% kleiner als 7 µm.

Levovist® (SHU 598A, Schering AG, Berlin) basiert analog zu Echovist® auf Galaktosemikropartikeln. „Die Mikropartikel sind im Mittel kleiner als 2 µm, wobei 97% kleiner als 6 µm sind. An den Mikropartikeln bilden sich aufgrund

spezieller Oberflächeneigenschaften mikrometergroße Luftbläschen (<100µl Luft pro Gramm Mikropartikel)“[6].

Der Unterschied zu Echovist® besteht in dem Vorhandensein von Palmitinsäure, die Mikrobläschen wie einen Mantel umgeben. Dieser Palmitinsäuremantel bewirkt sowohl die Lungenpassage der Bläschen als auch eine weitgehende Stabilisierung im Gefäßbett.

Albunex® (Molecular Biosystems, San Diego) besteht wie die anderen beiden Echosignalverstärker aus Mikrobläschen, die jedoch von einer Hülle aus ultraschallbehandeltem Albumin umgeben sind. Die Proteinhülle setzt sich aus drei verschiedenen Proteinfractionen zusammen: „einer Trägerfraktion aus 5% humanen Serumalbumin, einer wasserlöslichen Fraktion sowie eine wasserunlösliche Fraktion“ [39]. Die Albuminhülle ermöglicht die Pulmonalpassage. 95% der Bläschen haben einen Durchmesser von weniger als 10 µm. Der mittlere Durchmesser beträgt ca. 4µm.

Das in dieser Arbeit verwendete Echosignalverstärker, Ch. B.: 495280 der Firma Bracco-Byk, ist ein nicht auf dem Markt vorhandenes Kontrastmittel. Die von der Firma zur Verfügung stehenden Informationen siehe Kapitel 4.3.5.

3.2.4 Heutige Anwendung von Echosignalverstärkern

Aufgrund ihrer physikalischen Natur verteilen sich Echosignalverstärker nicht wie Röntgenkontrastmittel im Körperwasser, sondern verbleiben im Gefäßbett, in das sie appliziert wurden. Somit sind die Hauptwendungsgebiete die Darstellung von Körperhöhlen bzw. die Echosignalverstärkung des fließenden Blutes in den Gefäßen und Herzhöhlen.

Echosignalverstärker sind in der Duplexsonographie indiziert, wenn ein Dopplersignal diagnostisch nicht ausreicht, das heißt, wenn das Akustiksignal zu leise oder zu „verrauscht“ ist. Dieses Problem stellt sich in etwa 5% bis 30% der Untersuchungen ein.

Starke Schallabschwächungen, die bei Fettleibigkeit und/oder tiefen Gefäßen (zum Beispiel Adduktor- Kanal) auftreten oder bei transkraniellen Doppleruntersuchungen sind Hauptprobleme des reduzierten Dopplersignals. Außerdem reicht die nichtinvasive Untersuchungsmethode der Dopplersonographie nicht aus, wenn die Gefäße von Darmgasen überlagert sind. Auch bei sehr starker atheromatöse Kalzifikation, vor allem kombiniert mit Herzschwäche, hat das Farbdopplergerät alleine in der Diagnostik seine Begrenzung.

Die Anwendungsgebiete der Echosignalverstärker in der Dopplersonographie liegt in der transkraniellen und kardialen Diagnostik sowie in der Untersuchung von Niere, Leber und peripheren Gefäßen. Zusätzlich kann mit Hilfe von Echosignalverstärker eine Tumovaskularisation früher beurteilt werden. Durch erhöhte Sensibilität insbesondere für geringere Flüsse können auch kleine Gefäße dargestellt werden [49].

4 Versuchsmethode

4.1 Verwendete Farbduplexsysteme

Die Untersuchungen erfolgten an den drei Farbdopplergeräten QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL).

Die Messungen erfolgten mit Hilfe eines 7,5 MHz Schallkopfs in Linear-Array-Technik. Linear-Array bedeutet, „daß die zur B-Bild-Erzeugung benötigten piezoelektrischen Kristalle im Schallkopf nebeneinander angeordnet sind; es treten zueinander parallele Strahlenbündel aus („Parallel-Scanner“) [20], wodurch ein rechteckiges Bild entsteht. Die Eindringtiefen und die axiale sowie laterale Ortsauflösung bei -6 dB bzw. -40 dB wird in der folgenden Tabelle anhand der Werte für das Gerät QAD 1 (Firma Philips/Quantum) beispielhaft dargestellt.

Sendefrequenz (MHz)	7,5
Eindringtiefen wählbar (cm)	4,2 6,7
Bildfeld wählbar (cm)	3,0-4,2 3,0-6,6
Ortsauflösung(-6dB) (mm)	
axial	0,26
lateral	0,8
Ortsauflösung(-40dB) (mm)	
axial	0,6
lateral	1,5

Tabelle 3: Statistische Werte für den 7,5 MHz Schallkopf in Linear-Array-Technik beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum) [29]

Eine Änderung der Geräteeinstellung „Power“ bewirkt eine Variierung der Ultraschalleistung in dB. Zusätzlich kann durch „Initial Gain“ die Anfangsverstärkung oder -dämpfung geregelt werden, während „Slope“ die tiefenabhängige Gesamtverstärkung verändert. Schließlich gibt Threshold

den Schwellenwert an, die ein Signal benötigt, um als Fluß interpretiert zu werden.

4.2 Besonderheiten der drei Farbduplexsysteme

4.2.1 QAD 1 (Firma Philips/Quantum)

Für die folgenden Untersuchungen wurde u.a. das Farbduplexsystem „Quantum Angiodynograph 1“ der Firma Quantum Medical Systems Inc., Issaquah, USA (Vertrieb in Europa: Firma Philips, Eindhoven) verwendet.

Die gemessenen Werte können digital auf Videokassetten gespeichert und über „post processing“ wieder abgefragt werden. „Cine loop“ ermöglicht die Wiederholung der Bilder aus einer 10 Sekunden langen Bilderfolge in Echtzeit, Zeitlupe oder als stehendes Einzelbild für eine Nachbearbeitung.

4.2.2 SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

Beim SONOLINE Elegra handelt es sich um ein volldigitales, hochauflösendes Ultraschallgerät mit eingegliedertem Doppler und Farbdoppler [46].

Im Unterschied zum QAD 1 (Firma Philips/Quantum) besteht nicht die Möglichkeit der Green-tag Nachuntersuchung, so daß die Werte direkt abgelesen werden müssen und nicht nachgearbeitet werden können.

4.2.3 HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

Die Firma ATL der Philips Company möchte mit dem Farbdopplergerät HDI 3000 (High Defenition Imaging) eine optimale Kontrastmittelbildgebung erreichen. Es besteht ebenfalls wie beim SONOLINE Elegra (Firma

Siemens) nicht die Möglichkeit der Green-tag Nachuntersuchung, so daß die Werte direkt abgelesen werden.

4.3 Versuchsaufbau

4.3.1 Gefäßphantome

Als Gefäßphantome wurden Polytetrafluorethylenschläuche (PTFE) mit dem Innendurchmesser von 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm und 0,5 mm (Bezug über die Firma Habia Teknoflor AB, S- 74180 Knivsta, Schweden bzw. Firma Hartenstein, Gesellschaft für Labor- und Medizintechnik mbH, Würzburg) benutzt.

0,1	0,3
0,2	0,1
0,3	0,15
0,5	0,25

Tabelle 4: Maße der PTFE-Schläuche

Bei Vorversuchen von A. Rinneberg [49] ergaben sich für dieses Material die günstigsten Abbildungsbedingungen im B-Bild gegenüber Portex- oder Polyethylenschläuchen.

Das Polymer ist neben seinem Gleitverhalten unbrennbar, wetter- und lichtbeständig. Es besitzt eine hohe Thermostabilität im Bereich zwischen -270°C bis $+260^{\circ}\text{C}$. Mit einer Oberflächenenergie von 18,6 mN/m ist PTFE extrem antiadhäsiv. PTFE zeigt keinerlei Wasseraufnahme. Das Polymer weist eine Härte von 55-59 nach Shore auf [11].

Die Schallgeschwindigkeit läßt sich mit den für die Ultraschalldiagnostik wichtigen Parametern, nämlich der Dichte (2,14 bis 2,2 g/cm³) und dem Elastizitätsmodul (200-750 N/mm²) berechnen:

$$c_{(PTFE)} = \sqrt{E/\zeta} \quad (\text{Gleichung 9})$$

c= Schallgeschwindigkeit

E= Elastizitätsmodul

ζ = Dichte

Die Schallgeschwindigkeit beträgt aufgrund der großen Spannbreiten von E und ζ zwischen 302 und 592 m/sec. Diese liegt wesentlich niedriger als die Schallgeschwindigkeit im Körpergewebe (1540m/sec). Aufgrund der hohen Dichte von PTFE zeigt dagegen die Impedanz $z=c \zeta$ einen geringeren Unterschied zu derjenigen im Gewebe [11].

4.3.2 Modell

Das Modell besteht aus Kunststoffbehältern (Gefrierdosen) mit einer Größe von 17 cm x 11 cm x 14 cm. An der Längsseite des Modells werden mit einem heißen Nagel Löcher gebohrt, durch welche die PTFE-Schläuche straff horizontal durchgeführt und anschließend mit Zweikomponentenkleber (Pattex-Kraftmix, Fa. Henkel, Düsseldorf) fixiert werden. Der Abstand zum Gefäßrand beträgt 2 cm und zwischen den Schläuchen 1,5 cm. Wichtig dabei ist ein Mindestabstand zum Gefäßboden von 3,5 cm, um Schallreflexionen zu vermeiden.

Als gewebeähnliches „Material“ dient eine Agarmischung, die zusätzlich die Schwingungen der Schläuche dämpfen soll. Dabei wird die von Madsen angegebene und Burlew modifizierte Rezeptur nochmals gering abgeändert [2, 24]. Zur Herstellung der Agarmischung werden 30g Agar Agar (aus dem Mikrobiologischen Institut der Universität Würzburg) und 900 ml Wasser gemischt und unter ständigem Rühren erhitzt bis eine klare Mischung entsteht. Bei knapp 100 °C werden 100 ml Isopropanol hinzugeführt und durchmischt. Das Gemisch wird in den beschriebenen Kunststoffbehälter mit den fixierten Schläuchen gefüllt und erstarrt beim langsamen Abkühlen. Die

Überdeckung der Schläuche beträgt 2 cm. Um das Modell vor Austrocknung zu bewahren, muß man es nach jeder Meßreihe mit einem Plastikdeckel und Aluminiumfolie dicht verschlossen halten. An den Schlauchenden des Modells befestigt man die Dreiwegehähne (Connecta R° Plus 3, Firma Ohmeda) mit dem oben schon erwähnten Zweikomponentenkleber. Das überstehende Schlauchende wird mit einem Skalpell abgeschnitten. An die Dreiwegehähne werden die übrigen Verbrauchsmaterialien wie weitere Dreiwegehähne, Verbindungsschläuche, Spritzen und Transfusionssystem befestigt (siehe Abbildung 4). Zwischen Blutkonserve und Schlauchmodell bzw. Druckpumpe befindet sich ein Reservoir aus einem 6 ml fassendem Schlauch bestehend und durch zwei Dreiwegehähne begrenzt, das mit einer Kontrastmittel- Blut-Mischung angefüllt werden kann.

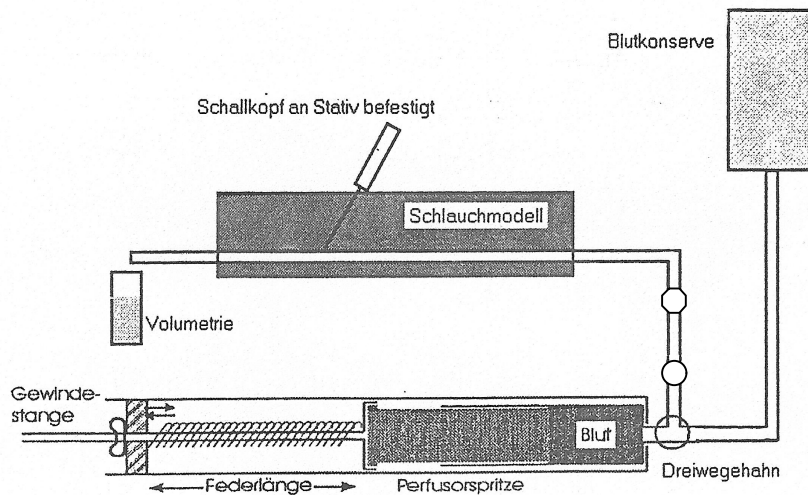



Abbildung 4: Versuchsaufbau

Das folgende Symbol  bedeutet Dreiwegehähne. Zwischen Dreiwegehahn A und B liegt ein 6 ml Reservoir in Form eines Schlauches, der mit einer Kontrastmittel-Blutmischung gefüllt werden kann.

4.3.3 Perfusat

Als Perfusat für alle Messungen dienen verfallene Humanblutkonserven, die uns freundlicherweise aus der Abteilung für Transfusionsmedizin und Immunhämatologie der Universität Würzburg zur Verfügung gestellt wurden. Dabei spielte die Blutgruppe keine Rolle. Die Erythrozytenkonzentrate (500ml) werden mit 10 ml Thrombophop 25000 heparinisiert und mit 0,9 % iger NaCl Lösung auf 500 ml aufgefüllt, damit es zu keiner Thrombenbildung in den Schläuchen kommt.

4.3.4 Druckerzeugung

Die angestrebte Flußgeschwindigkeit im Modell wird durch den Perfusionsdruck reguliert. Hierzu wird der Erythrozytenbeutel mit einer handelsüblichen Druckmanschette komprimiert. Zum Erreichen höherer Drücke benutzen wir die folgende federgetriebene Druckapparatur:

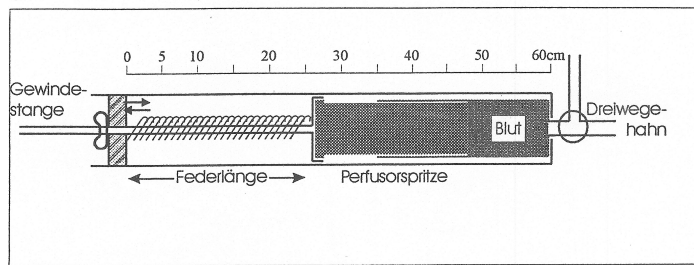


Abbildung 5: Druckpumpe

Als Blutreservoir wird eine 50 ml Perfusionsspritze (Firma Braun) eingesetzt. Die Federspannung kann mit einer innen liegenden Gewindestange variiert werden. Mit Hilfe der unterschiedlichen Drücke in der Perfusionsspritze können die verschiedenen Blutflußgeschwindigkeiten erzeugt werden. Am Konus der Perfusionsspritze wird ein Dreiflächiger Hahn angebracht. Dieser ist einerseits zum Auffüllen der Spritze mit dem Blutreservoir andererseits über ein Schlauchsystem (Heidelberger Verlängerungen, Firma B. Braun Melsungen AG) mit dem Modell verbunden (siehe Abbildung 5).

4.3.5 Echosignalverstärker

Als Kontrastmittel verwenden wir das noch in Versuchen stehende BY963-Ultraschallkontrastmittel, Ch. B.: 495280 für in vitro Versuche der Firma Bracco-Byk Gulden GmbH in D-78467 Konstanz.

Das von dieser Firma freundlicherweise zur Verfügung gestellte Kontrastmittelset besteht aus Lyphilisat, Ampulle mit Wasser für Injektionszwecke, Spritze, Mischspritze und Kanüle.

Das Kontrastmittel wird jeweils vor dem Versuch mit Hilfe des Kontrastmittelsets erstellt: Zuerst entnimmt man mit Hilfe der ausgeschriebenen Gegenspritze 5 ml des Lösungsmittels Aqua ad iniectionem. Danach wird das Lösungsmittel in das „Vial“ mit Lyophilisat überführt. 5 ml der gebrauchsfertigen Zubereitung wird mit Hilfe der „Gegenspritze“ entnommen und entlüftet. Daraufhin verbindet man die Gegenspritze mit der im Set befindliche Mischspritze. Durch 11-maliges Agieren wird eine definierte Luftmenge einarbeitet. Danach erfolgt die sofortige Applikation mit der Mischspritze (siehe beiliegende Beschreibung des Kontrastmittelsets in folgender Abbildung). Das Kontrastmittel wird im Verhältnis 2:10 mit Blut gemischt, das heißt 2 ml Kontrastmittel wird mit 10 ml Blut verdünnt und diese Kontrastmittelmischung ins Modell mit Hilfe einer Spritze injiziert.

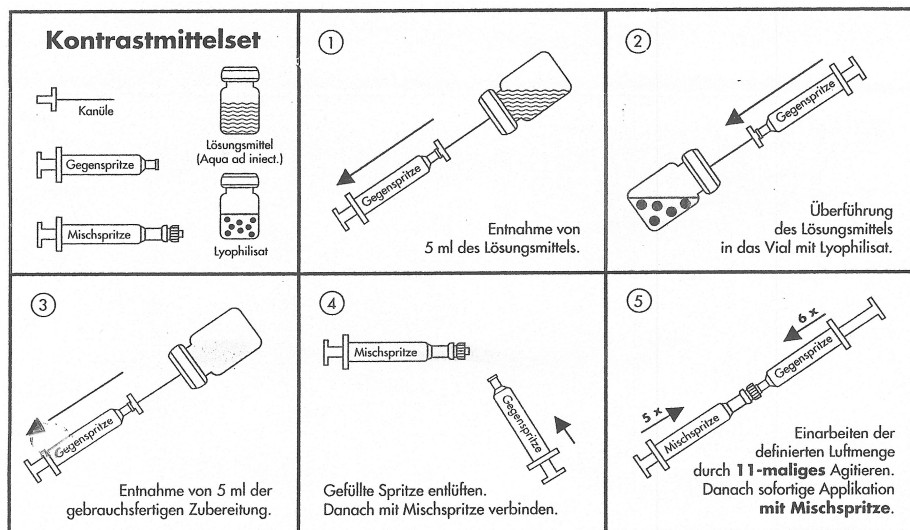


Abbildung 6: Kontrastmittelset

4.3.6 Schallkopfbefestigung

Der Schallkopf des Farbduplexgerätes wird an einem Stativ mit einem Winkel von etwa 60° zur Flußrichtung befestigt. Den tatsächlichen Winkel bestimmten wir bei der jeweiligen Messung um den exakten Wert in die Dopplergleichung einzubringen. Die Längsachse des Schallkopfes steht vertikal zum Schlauchverlauf. Somit erfolgen die Untersuchungen jeweils in

Richtung des Schlauchquerschnittes. Als Ankopplungsmedium für den Schallkopf dient handelsübliches Ultraschallgel.

4.4 Versuchsdurchführung

Zur Flußgeschwindigkeitsmessung mit den drei Farbdopplergeräten wird Blut durch das jeweilige Schlauchsystem perfundiert und die Flußgeschwindigkeit durch unterschiedliche Drücke variiert. Begonnen wird mit dem maximal möglichen Druck. Es folgt eine Messung bei einem Druck, der gerade noch ausreicht, um farbkodierte Flußsignale zu erzeugen. Zwischen diesen Drücken werden fünf weitere Drücke gewählt. Es finden somit sieben Messungen bei sieben verschiedenen Drücken statt. Die Meßzeit beträgt je Messung eine Minute.

Im Anschluß an die Nativmessungen erfolgen die Messungen mit Kontrastmittel analog. Der Fluß im Modell wird kurzzeitig unterbrochen und das 6ml große Reservoir wird mit der vorbereiteten Kontrastmittel-Blut-Mischung gefüllt, dann wird die Messung unter gleichem Druck neu gestartet. Nach einer Vorlaufzeit von 15 Sekunden, damit das mit Kontrastmittel vermischte Blut im Modell angekommen und ein gleichmäßiger Fluß gewährleistet ist, erfolgen die Messungen der Flußgeschwindigkeit nach 10, 60, 120 und 180 Sekunden. Die Farbdoppleraufzeichnung beträgt in der Nativphase ca. 60 Sekunden und in der Kontrastmittelpphase ca. 180 Sekunden, um den Kontrastmitteleffekt über diesen Zeitraum zu beurteilen.

4.4.1 Eingesetzte Schlauchmodelle

4.4.1.1 QAD 1 (Firma Philips/Quantum)

An einem Modell mit vier parallelen Schläuchen mit den Innendurchmessern von 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm und 0,5 mm werden die Flußgeschwindigkeitsmessungen durchgeführt. Bei den Messungen des 0,5 mm großen Schlauchsystems fiel während der Messung ein relevanter Druckabfall auf, so daß auf weitere Messungen mit diesem Modell verzichtet wurde.

4.4.1.2 SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

Eine weitere Versuchsreihe wird an dem Gerät SONOLINE Elegra (Firma Siemens) durchgeführt. Dazu werden Schläuche mit dem Innendurchmesser 0,1 mm, 0,2 mm und 0,3 mm bei identischem Modellaufbau benutzt.

4.4.1.3 HDI (Firma Philips/ATL)

Analog 4.4.1.2 erfolgte die Messung für das Gerät HDI 3000 (Firma Philips/ATL). Dabei wurden Schläuche lediglich mit den Innendurchmessern 0,1 mm und 0,3 mm benutzt, da das Gerät von der Firma für den Versuch ausgeliehen wurde und nur begrenzte Zeit zur Verfügung stand. Die Dokumentation erfolgt wie bei den anderen beiden Geräten durch Videoaufzeichnung.

4.5 Auswertung

Als Abszisse wird die doppelte reale Flußgeschwindigkeit angenommen. Dies ist die maximale Flußgeschwindigkeit im Gefäßlumen bei laminarem Fluß, bei anderen möglichen Flußprofilen wird diese Flußgeschwindigkeit nicht übertroffen.

4.5.1 Volumetrische Bestimmung der realen Flußgeschwindigkeiten

Nach einer Vorlaufzeit von 30 Sekunden erfolgt die Farbdoppleraufzeichnung und die Blutmessung für 60 Sekunden. Um Artefakte durch eventuell kleine Thromben oder sedimentierte Blutbestandteile, die eventuell durch die Vorbereitung vor jeder Messung entstehen, zu vermeiden, wird das während der ersten 30 Sekunden durchlaufende Blut nicht berücksichtigt. Zusätzlich dient die Vorlaufzeit um ein Steady state zu erreichen, und somit die Dehnung der Zufuhrschläuche zu berücksichtigen.

Das perfundierte Blut wurde mit Hilfe von Küvetten aufgefangen. Bei den zur Verfügung stehenden Küvetten wird vor Versuchsbeginn das Leergewicht mittels einer chemischen Analysewaage (Firma Mettler, vom Zentrallabor der Universität Würzburg zur Verfügung gestellt) gemessen. Durch erneute Messung des Küvettengewichtes nach Versuche und Abzug des Küvettenleergewichtes kann die jeweilige Blutmenge bestimmt werden.

Das in der Küvette gesammelte Blut wird wie in der Nativ- auch in der Kontrastmittelphase einmalig nach 60 Sekunden gemessen und für die Gleichungen nach 120 und 180 Sekunden mitverwendet.

Weiterhin steht zur Berechnung der realen Flußgeschwindigkeit die folgende Formel zur Verfügung:

$$V = v A t \quad (\text{Gleichung 10})$$

beziehungsweise durch Umformen:

$$v = V / (A t) \text{ (Gleichung 11)}$$

v = Geschwindigkeit

V = Volumen

A = Querschnittsfläche

t = Zeit

Das Volumen errechnet sich durch die Division von Masse durch spezifisches Gewicht:

$$V = m / \zeta \text{ (Gleichung 12)}$$

V = Volumen

m = Masse

ζ = spezifisches Gewicht

Somit ergibt sich aus der Gleichung 11 und 12

$$v = m / (\zeta A t) \text{ (Gleichung 13)}$$

Bei der Kenntnis von:

$$A = \pi r^2 \text{ (Gleichung 14)}$$

A = Fläche

r = Radius

$\pi = 3,14$

ergibt sich die Gleichung:

$$v = m / (\zeta \pi r^2 t) \text{ (Gleichung 15)}$$

Das spezifische Gewicht ζ wird für jede Versuchsreihe neu volumetrisch bestimmt. Ein Meßgefäß mit bekanntem Volumen dient als Leergewicht. Danach wird eine frei definierte Blutmenge als Nativ- beziehungsweise Kontrastmittelblut bestimmt und das spezifische Gewicht ζ nach der folgenden Formel berechnet:

$$\zeta = (m \text{ Blut} - m \text{ leer}) / V \quad (\text{Gleichung 16})$$

4.5.2 Bestimmung der maximalen Strömungsgeschwindigkeiten beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum)

Durch eine Post-processing Funktion ermöglicht das QAD 1 (Firma Philips/Quantum) auch am digital aufgezeichneten Bild eine Farbmarkierung frei wählbarer Farb- oder Grauwerte. Mit Hilfe der sogenannten Continuous-green-tag-Funktion erfolgt eine Grünmarkierung aller Farbpixel (d.h. die kleinste Einheit des Farbbildes), die einen frei wählbaren Grenzwert überschreiten. Der Grenzwert wird manuell solange zu höheren Werten verschoben bis keine grünen Pixel im Gefäß nachweisbar sind, dann wird ein Wert zurückgegangen. Die diesem Farbwert entsprechende Frequenz wird als „maximale Dopplerfrequenzverschiebung“ in die Auswertung einbezogen.

Dieses Verfahren wird nun mit Hilfe der Nachbearbeitungsfunktion Cine-loop in jeder Meßreihe zur Bestimmung der „maximalen Dopplerfrequenzverschiebung“ angewendet.

Zuerst analysieren wir die Nativphase. Über „Cine-loop“ erfolgen die Messungen nach 10 und nach 60 Sekunden. Mit Hilfe der Funktionstaste „Frame-by-frame“ werden die ersten fünf aufeinanderfolgenden Einzelbilder nach 10 bzw. 60 Sekunden ausgewertet und der Mittelwert bestimmt. Die Messungen der dreiminütigen Kontrastmittelphase erfolgen analog dazu. Hier finden im Gegensatz zur Nativphase außer nach 10 und 60 Sekunden auch Messungen nach 120 und 180 Sekunden statt.

Mit Hilfe des oben ermittelten Mittelwertes der „maximalen Dopplerfrequenzverschiebung“ in der Nativ- und Kontrastmittelfase kann bei Kenntnis des Dopplerwinkels die maximale Strömungsgeschwindigkeit $V_{\text{mess nativ}}$ beziehungsweise $V_{\text{mess KM}}$ mit Hilfe der Dopplergleichung berechnet werden:

$$v = F(d) \cdot c / f(o) \cdot \cos \alpha \quad (\text{siehe Gleichung 3})$$

4.5.3 Bestimmung der maximalen Strömungsgeschwindigkeiten beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

Beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und dem HDI 3000 (Firma Philips/ATL) werden die dopplersonographisch gemessenen Geschwindigkeiten (cm/s) direkt bei den Messungen abgelesen, da es keine digitale Dokumentation gibt. Zudem steht keine green-tag-Nachbearbeitungsfunktion zur Verfügung. Wir nutzen daher den Aliasing Effekt zur Messung der maximalen Dopplerverschiebung.

Die abgelesenen Werte werden mit $\cos 60$ korrigiert. Dabei ist 60° der Winkel des Schallkopfes zur Flußrichtung (siehe 4.3.6). Eine Linie, die die Doppler Frequenz von 0 Hz darstellt, wird nach oben verschoben bis Aliasing eintritt. Bei Rückgang um einen Schritt verschwindet Aliasing und die Dopplerfrequenz, die am oberen Ende der Frequenzskala erscheint, wird notiert. Zum Nachweis von Aliasing wurde jeweils eine Farbskala gewählt, die einen hohen Kontrast zwischen vorwärts und rückwärts gerichteten Fluß zeigt. Alle Messungen werden jeweils durch die Funktionstaste „Cine loop“ nach 10 und 50 Sekunden ausgeführt. In jeder dieser „Cine loop“ Sequenz werden 5 Messungen willkürlich ausgewählt und der Mittelwert errechnet. Die Funktionstaste „cine loop“ ermöglicht für die aktuellen Untersuchungen eine 10 Sekunden-Endlosschleife, so daß genügend Zeit für die Ablesung der Meßwerte bleibt. Bilder ohne Farbinformation werden übersprungen. Danach erfolgte wie beim QAD 1 (Firma Phillips/Quantum) die Errechnung der realen Flußgeschwindigkeit mit Hilfe der Dopplergleichung.

5 Ergebnisse

5.1 Vergleich der volumetrisch ermittelten realen Flußgeschwindigkeiten ($V_{\text{real nativ/KM}}$) und der mittels Farbdopplergerät gemessenen Flußgeschwindigkeiten ($V_{\text{mess nativ/KM}}$) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers für das Farbduplexsystem QAD 1 (Firma Philips/Quantum)

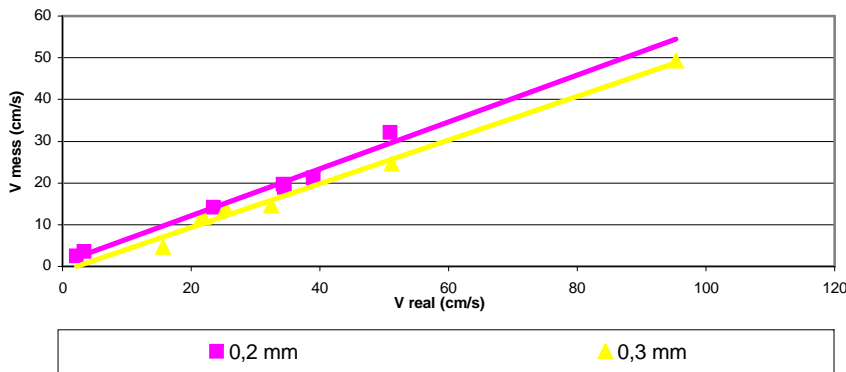
5.1.1 Messungen mit dem QAD 1 (Firma Philips/Quantum) nativ

Im nachfolgendem Abschnitt wird ein Vergleich der volumetrisch ermittelten realen mit den durch FKDS ermittelten Flußgeschwindigkeiten durchgeführt in der Nativphase nach 10 und 60 Sekunden.

5.1.1.1 Meßzeitpunkt 10 Sekunden

Bei dem Modell mit dem Schlauchinnendurchmesser von 0,2 mm (nachfolgend „Modell 0,2“ genannt) unterscheidet sich die Steigung der Regressionsgeraden nur unwesentlich von dem Modell mit einem Innendurchmesser von 0,3 mm (nachfolgend „Modell 0,3“ genannt). Die Differenz der oben genannten Steigungen beträgt nur 0,037x. Die Messungen an dem Modell mit dem Schlauchinnendurchmesser von 0,1 mm (nachfolgend „Modell 0,1“ genannt) weisen mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,442 eine schlechte Korrelation auf. Gegebenenfalls ist dies durch ein schwaches Signal oder durch Thrombenbildung innerhalb der Schlauchsysteme zu begründen. Die Ergebnisse werden aus der weiteren Auswertung genommen.

QAD 1 10 s Nativphase



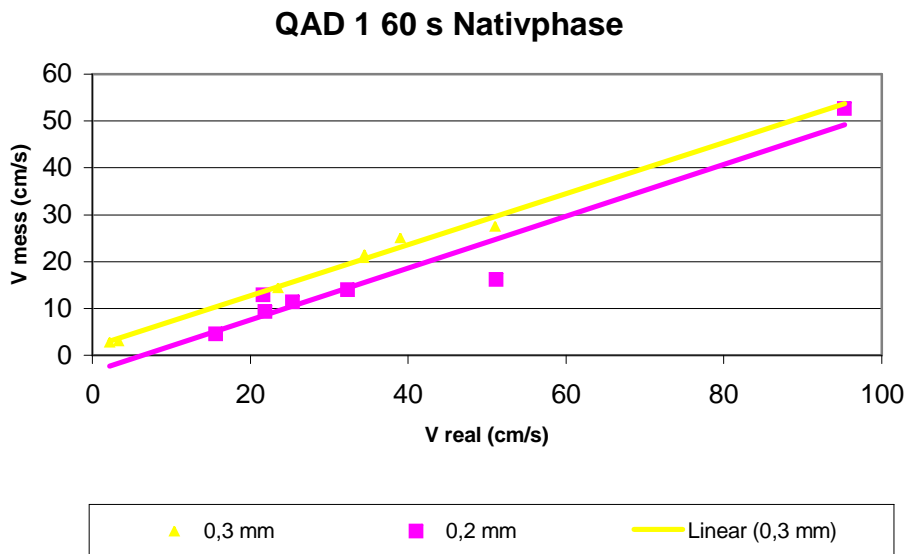
Graphik 1: Regressionsgeraden für die Nativphase nach 10 Sekunden beim QAD1(Firma Philips/ Quantum). Der 0,1 mm große Schlauch wird wegen schlechter Korrelation nicht graphisch dargestellt.

Gefäßdurchmesser (mm)	Korrelation r	Regressionsgerade
0,1	0,442	$Y=0,061x+4,236$
0,2	0,991	$Y=0,561x+0,947$
0,3	0,994	$Y=0,524x-1,128$

Tabelle 5: statistische Auswertung für die Nativphase nach 10 Sekunden beim QAD 1 (Firma Philips/ Quantum)

5.1.1.2 Meßzeitpunkt 60 Sekunden

Die Meßergebnisse nach 60 Sekunden unterscheiden sich nicht signifikant von den Ergebnissen nach 10 Sekunden. Die Unterschiede betragen lediglich 2,85% beim „Modell 0,2“ bzw. 5,73% beim „Modell 0,3“. Es liegt kein meßbarer Effekt eines möglichen Druckabfalls während des Zeitraums der Untersuchungen vor. Die Ergebnisse der Messungen des „Modells 0,1“ werden aufgrund einer ähnlich schlechten Korrelation wie beim Meßzeitpunkt 10 Sekunden aus der weiteren Auswertung genommen.



Graphik 2: Regressionsgeraden für die Nativphase nach 60 Sekunden beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum). Der Schlauch mit 0,1 mm Innendurchmesser wird wegen schlechter Korrelation nicht graphisch dargestellt.

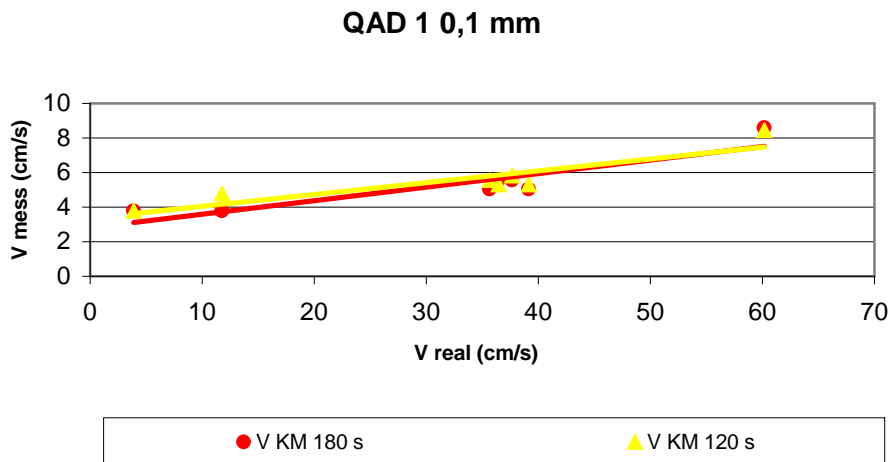
Gefäßdurchmesser (mm)	Korrelation r	Regressionsgerade
0,1	0,559	$Y=0,044x+4,665$
0,2	0,992	$Y=0,545x+1,786$
0,3	0,964	$Y=0,554x-3,570$

Tabelle 6: statistische Auswertung für die Nativphase nach 60 Sekunden beim QAD 1 (Firma Philips/ Quantum)

5.1.2 Vergleich der Flußgeschwindigkeitsmessungen mit dem QAD 1 (Firma Philips/Quantum) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers

5.1.2.1 Schlauchmodell mit 0,1 mm Innendurchmesser („Modell 0,1“)

Bei den Meßwerten des „Modells 0,1“ steigt die Korrelation während der Kontrastmittelzugabe von 0,506 nach 10 Sekunden auf 0,902 nach 120 Sekunden an. Bis auf die Ergebnisse der Messungen bei 120 und 180 Sekunden nach Kontrastmittelfase sind die Werte wegen der Schwankungen nicht aussagekräftig.



Graphik 3: ein Überblick über die Regressionsgeraden für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,1 mm beim QAD 1 (Firma Philips/ Quantum)

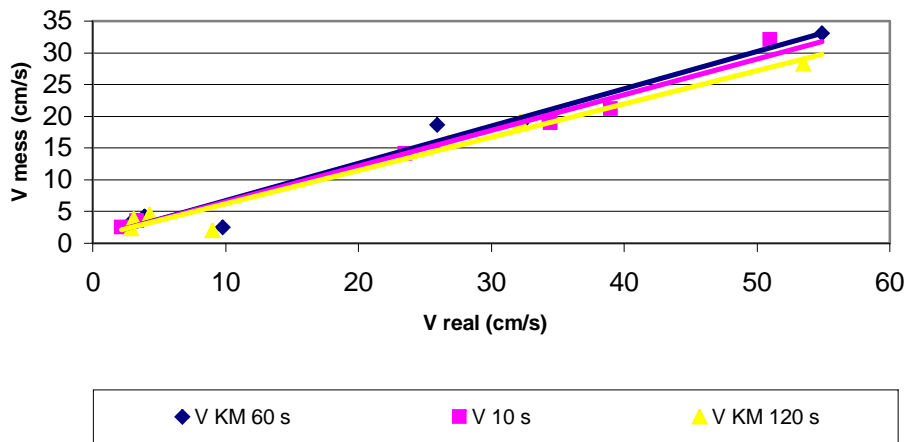
	Korrelations- koeffizient	Regressions- gerade
V10s	0,442	0,061x+4,236
V60s	0,559	0,044x+4,665
VKM10s	0,506	0,044x+3,998
VKM60s	0,302	0,017x+4,707
VKM120s	0,902	0,087x+3,60
VKM180s	0,913	0,078x+2,813

Tabelle 7: statistische Werte für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,1 mm beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum)

5.1.2.2 Schlauchmodell mit 0,2 mm Innendurchmesser („Modell 0,2“)

Die Messungen mit dem „Modell 0,2“ zeigen nur einen minimalen Effekt der Kontrastmittelgabe mit einer Zunahme der Steigung der Regressionsgeraden um maximal 7 %. Der Korrelationsfaktor bleibt nach Kontrastmittelgabe unverändert hoch ($r > 0,98$).

QAD 1 0,2 mm



Graphik 4: ein Überblick über die Regressionsgeraden für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,2 mm beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum)

	Korrelationskoeffizient	Regressionsgerade
V10s	0,991	$Y=0,561x+0,947$
V60s	0,992	$Y=0,545x+1,786$
VKM10s	0,922	$Y=0,544x+2,471$
VKM60s	0,982	$Y=0,585x+0,801$
VKM120s	0,981	$Y=0,545x+1,026$
VKM180s	0,984	$Y=0,524x+0,982$

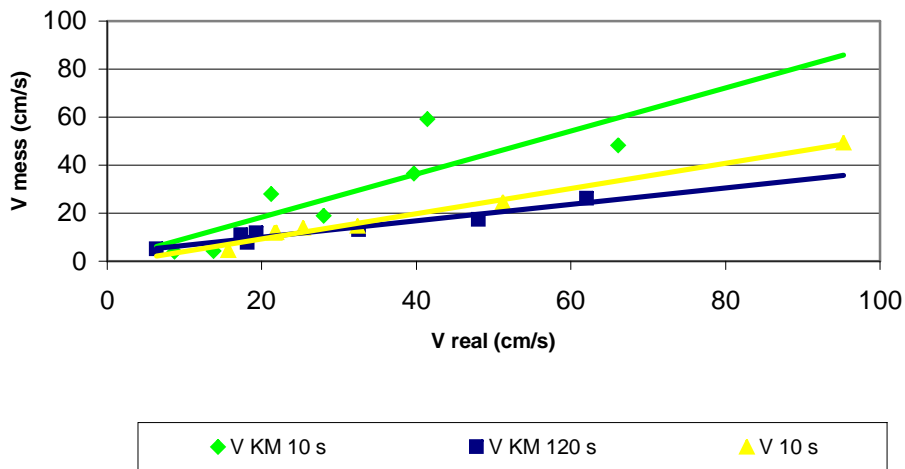
Tabelle 8: statistische Werte für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,2 mm beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum)

5.1.2.3 Schlauchmodell mit 0,3 mm Innendurchmesser („Modell 0,3“)

Die Messungen innerhalb des „Modells 0,3“ weisen nur 10 Sekunden nach Kontrastmittelzugabe einen Anstieg der Regressionsgeraden von $0,524x$ auf $0,898x$ auf. Nach 60, 120 bzw. 180 Sekunden entspricht die Steigung der Regressionsgeraden wieder den Ausgangswert.

Die Graphik 5 zeigt eine Zunahme der Streuung der Einzelwerte.

QAD 1 0,3 mm



Graphik 5: Überblick über die Regressionsgeraden für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,3 mm beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum)

	Korrelationskoeffizient	Regressionsgerade
V10s	0,994	$Y=0,524x-1,128$
V60s	0,964	$Y=0,554x-3,570$
VKM10s	0,835	$Y=0,898x+0,376$
VKM60s	0,981	$Y=0,589x-2,362$
VKM120s	0,978	$Y=0,472x-0,061$
VKM180s	0,977	$Y=0,518x-2,171$

Tabelle 9: statistische Werte für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,3 mm beim QAD 1 (Firma Philips/ Quantum)

5.2 Vergleich der volumetrisch ermittelten realen Flußgeschwindigkeiten ($V_{real \text{ nativ/KM}}$) und der mittels Farbdopplergerät gemessenen Flußgeschwindigkeiten ($V_{mess \text{ nativ/KM}}$) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers für das Farbduplexsystem SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

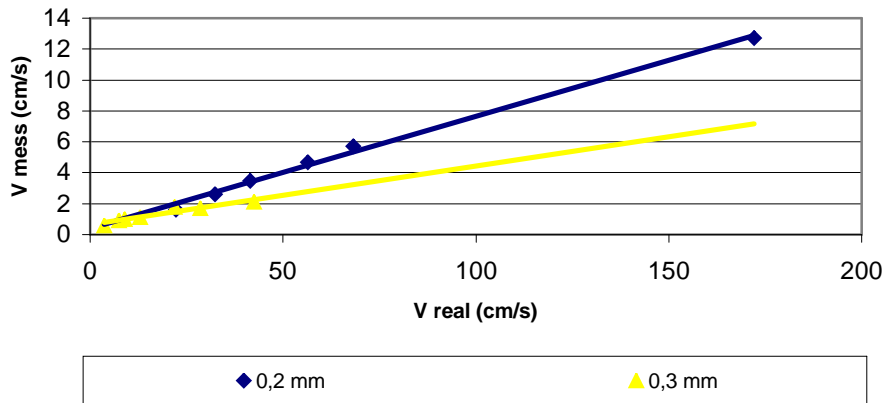
5.2.1 Messungen mit dem SONOLINE Elegra (Firma Siemens) nativ

5.2.1.1 Meßzeitpunkt 10 Sekunden

Die Steigung der Regressionsgeraden weist innerhalb des „Modells 0,2“ mit $0,072x$ eine höhere Steigung auf als bei dem Modellaufbau mit dem Schlauchinnendurchmesser von 0,3 mm. Der Wert entspricht hier $0,038x$.

Die Ergebnisse der Meßwerte des „Modells 0,1“ werden aufgrund der schlechten Korrelation von 0,827 aus der weiteren Auswertung genommen.

SONOLINE Elegra 10 s Nativphase



Graphik 6: Regressionsgerade für die Nativphase nach 10 Sekunden beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens). Der 0,1 mm große Schlauch wird wegen schlechter Korrelation graphisch nicht dargestellt.

Gefäßdurchmesser (mm)	Korrelation	Regressionsgerade
0,1	0,827	$Y=0,018x+0,540$
0,2	0,997	$Y=0,072x+0,389$
0,3	0,953	$Y=0,038x+0,630$

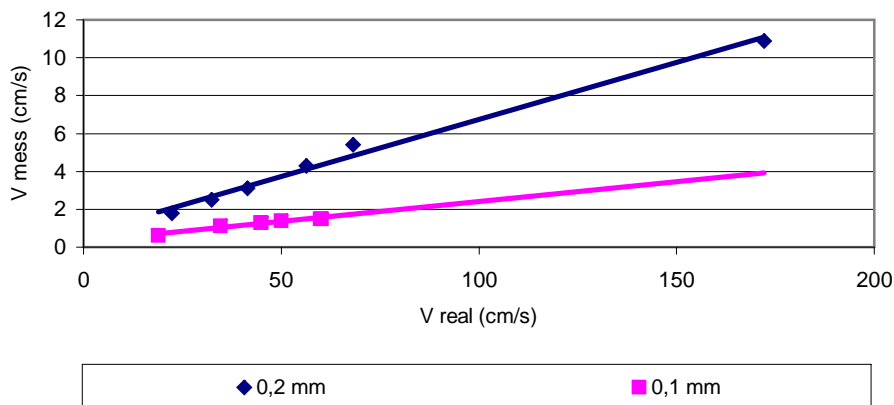
Tabelle 10: statistische Auswertung für die Nativphase nach 10 Sekunden beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

5.2.1.2 Meßzeitpunkt 60 Sekunden

Die Ergebnisse der Messungen beim „Modell 0,1“ haben nach 60 Sekunden eine Korrelation von 0,974 und werden im Gegensatz zur Nativphase nach 10 Sekunden in die Auswertung einbezogen. Die Steigung der Regressionsgeraden ist mit $0,021x$ die kleinste innerhalb der einbezogenen Schlauchmodelle. Aufgrund seiner schlechten Korrelation von 0,615 wird das Modell 0,3 nicht mehr berücksichtigt.

Die Steigung der Regressionsgeraden unterscheiden sich beim „Modell 0,2“ mit $0,060x$ nach 60 Sekunden nur geringfügig von der Steigung der Regressionsgeraden mit $0,072x$ nach 10 Sekunden.

SONOLINE Elegra 60 s Nativphase



Graphik 7: Regressionsgerade für die Nativphase nach 60 Sekunden beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens). Der 0,3 mm große Schlauch wird wegen schlechter Korrelation nicht graphisch dargestellt.

Gefäßdurchmesser (mm)	Korrelation	Regressionsgerade
0,1	0,974	$Y=0,021x+0,297$
0,2	0,995	$Y=0,060x+0,728$
0,3	0,615	$Y=0,041x+0,955$

Tabelle 11: statistische Auswertung für die Nativphase nach 60 Sekunden beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

5.2.2 Zusätzliche Messungen der Nativphase für die Schläuche mit dem Innendurchmessern von 0,2 mm und 0,3 mm

Die überraschend geringe Steigung der Regressionsgeraden beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens) werden durch zusätzliche Messungen überprüft und bestätigt.

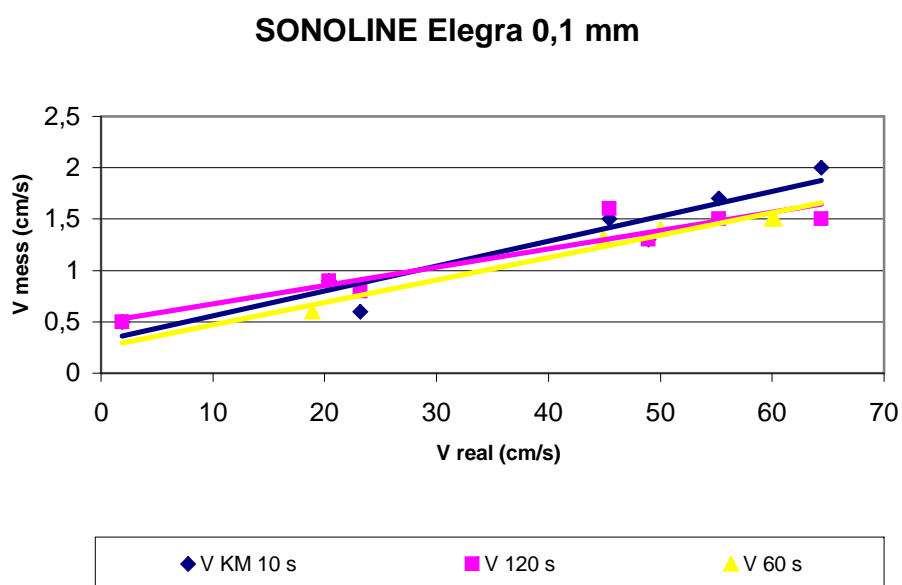
Gefäßdurchmesser (mm)	Korrelation r	Regressionsgerade
0,2	0,963	$Y=0,051x-1,348$
0,3	0,908	$Y=0,051x+0,234$

Tabelle 15: statistische Auswertung der zusätzlichen Messungen in der Nativphase für die Schläuche mit dem Innendurchmesser von 0,2 mm und 0,3 mm beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

5.2.3 Vergleich der Flußgeschwindigkeitsmessungen mit dem SONOLINE Elegra (Firma Siemens) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers

5.2.3.1 Schlauchmodell mit 0,1 mm Innendurchmesser („Modell 0,1“)

10 Sekunden nach Kontrastmittelzugabe wurde eine Zunahme der Steigung der Regressionsgeraden von 14 % im Vergleich zum Zustand ohne Kontrastmittel (Nativphase) verzeichnet. Bereits 60 Sekunden nach Zugabe des Kontrastmittels verläuft die Steigung der Regressionsgeraden analog zur Steigung der Nativphase.



Graphik 8: statistische Werte für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,1 mm beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

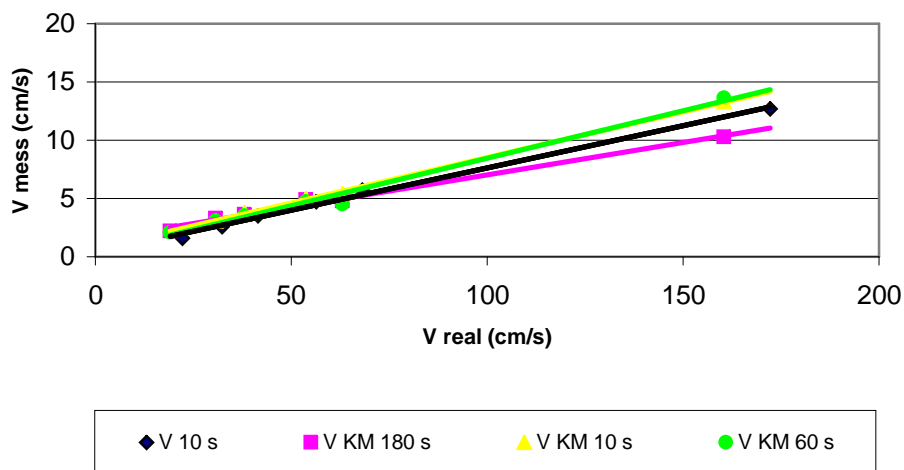
	Korrelationskoeffizient	Regressionsgerade
V10s	0,826	0,018x+0,540
V60s	0,974	0,021x+0,297
VKM10s	0,955	0,024x+0,316
VKM60s	0,763	0,017x+0,559
VKM120s	0,939	0,018x+0,497
VKM180s	0,687	0,014x+0,582

Tabelle 12: statistische Werte für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,1 mm beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

5.2.3.2 Schlauchmodell mit 0,2 mm Innendurchmesser („Modell 0,2“)

Auch beim „Modell 0,2“ kann durch Kontrastmittelzugabe nur eine geringe Erhöhung der Steigung der Regressionsgeraden beobachtet werden. Nach 60 Sekunden wird der größte Effekt mit 35 % erzielt.

SONOLINE Elegra 0,2 mm



Graphik 9: Überblick der Regressionsgeraden für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,2 mm beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

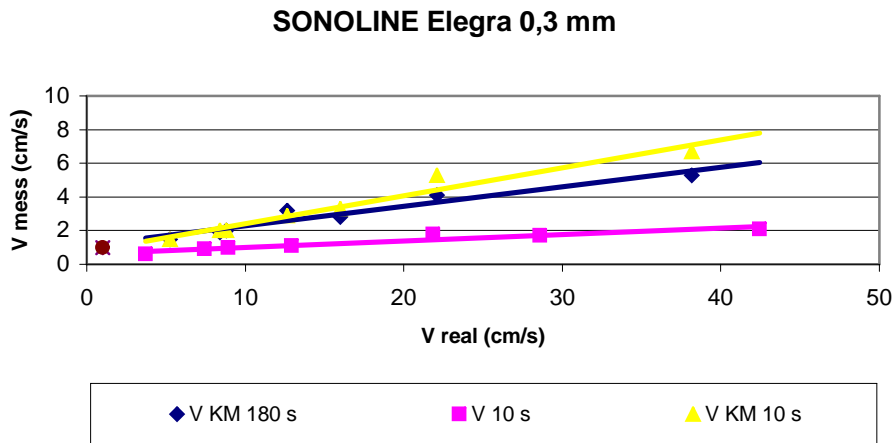
	Korrelationskoeffizient	Regressionsgerade
V10s	0,997	$0,072x+0,389$
V60s	0,995	$0,060x+0,728$
VKM10s	0,995	$0,078x+0,703$
VKM60s	0,994	$0,081x+0,296$
VKM120s	0,998	$0,064x+1,058$
VKM180s	0,996	$0,055x+1,479$

Tabelle 13: statistische Werte für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,2 mm beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

5.2.3.3 Schlauchmodell mit 0,3 mm Innendurchmesser („Modell 0,3“)

Nach Ablauf von 10 Sekunden nach der Kontrastmittelzugabe kann die höchste Steigung der Regressionsgeraden mit $0,167x$ bei dem „Modell 0,3“ festgestellt werden. Die Steigung beträgt das 4,5-fache im Vergleich zur Nativphase nach der analogen Meßdauer. Im weiteren Verlauf der

Messungen nimmt die Steigung der Regressionsgeraden langsam ab, bleibt aber mindestens 2,5x so hoch wie der Ausgangswert.



Graphik 10: Regressionsgeraden für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,3 mm beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

	Korrelations- koeffizient	Regressionsgerade
V10s	0,953	0,038x+0,630
V60s	0,615	0,041x+0,955
VKM10s	0,977	0,167x+0,735
VKM 60s	0,967	0,164x+0,723
VKM120s	0,965	0,116x+1,128
VKM180s	0,964	0,117x+1,099

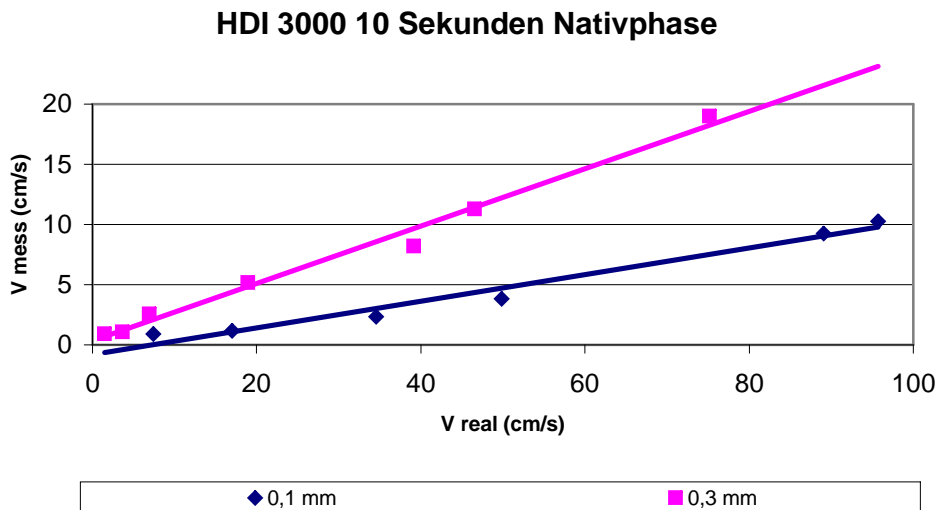
Tabelle 14: statistische Werte für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,3 mm beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

5.3 Vergleich der volumetrisch ermittelten realen Flußgeschwindigkeiten ($V_{\text{real nativ/KM}}$) und der mittels Farbduplexgeräts gemessenen Flußgeschwindigkeiten ($V_{\text{mess nativ/KM}}$) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

5.3.1 Messungen mit dem HDI 3000 (Firma Philips/ATL) nativ

5.3.1.1 Meßzeitpunkt 10 Sekunden

Beim „Modell 0,1“ beträgt die Steigung der Regressionsgeraden 0,111x. Hingegen verzeichnet das „Modell 0,3“ eine Steigung von 0,238x.



Graphik 11: Regressionsgerade für die Nativphase nach 10 Sekunden beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

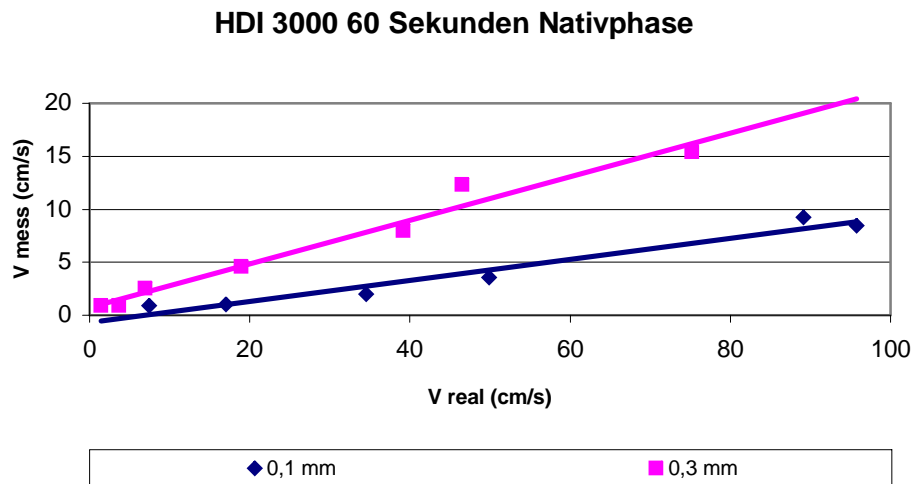
Gefäßdurchmesser (mm)	Korrelationskoeffizient	Regressionsgerade
0,1	0,987	$Y=0,111x-0,789$
0,3	0,994	$Y=0,238x+0,343$

Tabelle 16: statistische Werte für die Nativphase nach 10 Sekunden beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

5.3.1.2 Meßzeitpunkt 60 Sekunden

Die Meßergebnisse des „Modells 0,1“ weisen für die Regressionsgeraden nach 60 Sekunden eine 9% geringere Steigung als nach 10 Sekunden auf.

Die Steigung der Regressionsgeraden beim „Modell 0,3“ ist nach 60 Sekunden um 13% niedriger im Vergleich zu den Meßwerten nach 10 Sekunden.



Graphik 12: Regressionsgerade für die Nativphase nach 60 Sekunden beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

Gefäßdurchmesser (mm)	Korrelationskoeffizient	Regressionsgerade
0,1	0,978	$Y=0,100x-0,681$
0,3	0,985	$Y=0,206x+0,873$

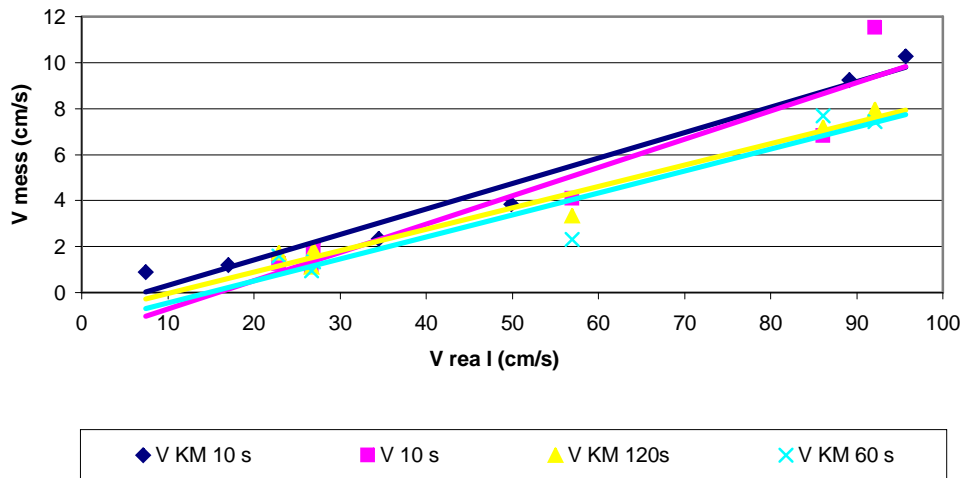
Tabelle 17: statistische Werte für die Nativphase nach 60 Sekunden beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

5.3.2 Vergleich der Flußgeschwindigkeiten mit dem HDI 3000 (Firma Philips/ATL) nativ und nach Zugabe eines Echosignalverstärkers

5.3.2.1 Schlauchmodell mit 0,1 mm Innendurchmesser („Modell 0,1“)

10 Sekunden nach der Kontrastmittelzugabe ist bei diesem Schlauchmodell vorübergehend eine geringe Erhöhung der Steigung der Regressionsgeraden zu beobachten.

HDI 3000 0,1 mm



Graphik 13: ein Überblick der Regressionsgeraden für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,1 mm beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

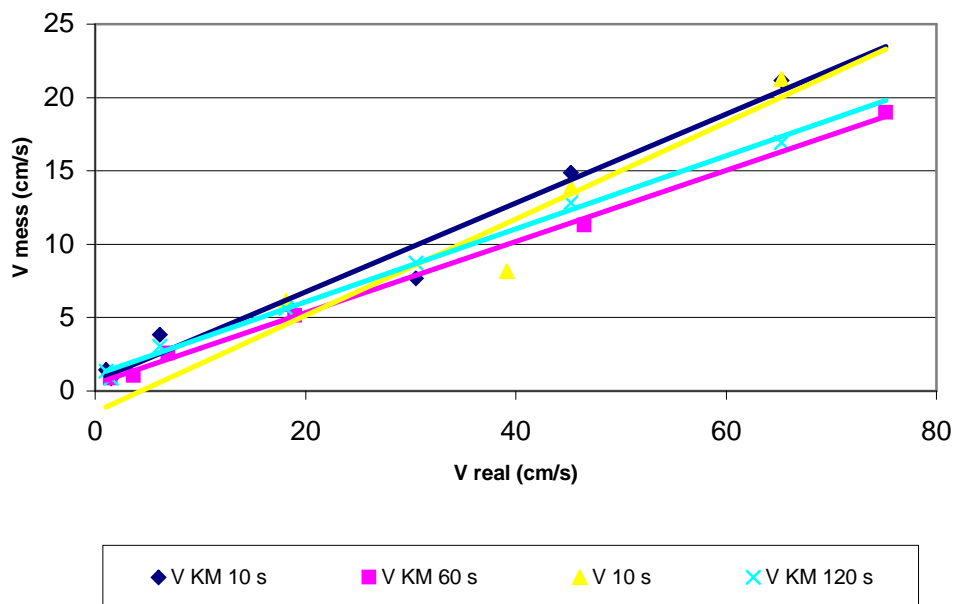
	Standard-abweichung	Korrelations-koeffizient	Regressionsgeraden
V10s	3,759	0,987	0,111x-0,789
V60s	3,415	0,978	0,100x-0,681
VKM10s	3,373	0,943	0,123x-1,933
VKM60s	2,711	0,980	0,093x-0,962
VKM120s	2,870	0,954	0,096x-1,421
VKM180s	2,555	0,969	0,087x-0,478

Tabelle 18: statistische Werte für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,1 mm beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

5.3.2.2 Schlauchmodell mit 0,3 mm Innendurchmesser („Modell 0,3“)

Innerhalb von 10 Sekunden nach Zugabe von Kontrastmittel wurde beim „Modell 0,3“ im Vergleich zur Nativphase eine Erhöhung der Steigung der Regressionsgeraden von 27% erreicht, die bis 60 Sekunden nach Kontrastmittelgabe anhält.

HDI 3000 0,3 mm



Graphik 14: ein Überblick der Regressionsgeraden für das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,3 mm beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

	Korrelationskoeffizient	Regressionsgerade
V10s	0,994	0,238x+0,343
V60s	0,985	0,206x+0,873
VKM10s	0,996	0,303x+0,827
VKM60s	0,989	0,303x+0,710
VKM120s	0,998	0,249x+1,098
VKM180s	0,979	0,193x+1,841

Tabelle 19: Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser 0,3 mm beim HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

5.4 Vergleich zwischen den Flußgeschwindigkeitsmessungen der drei Farbduplexgeräte QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

5.4.1 Schlauchmodell mit 0,1 mm Innendurchmesser („Modell 0,1“)

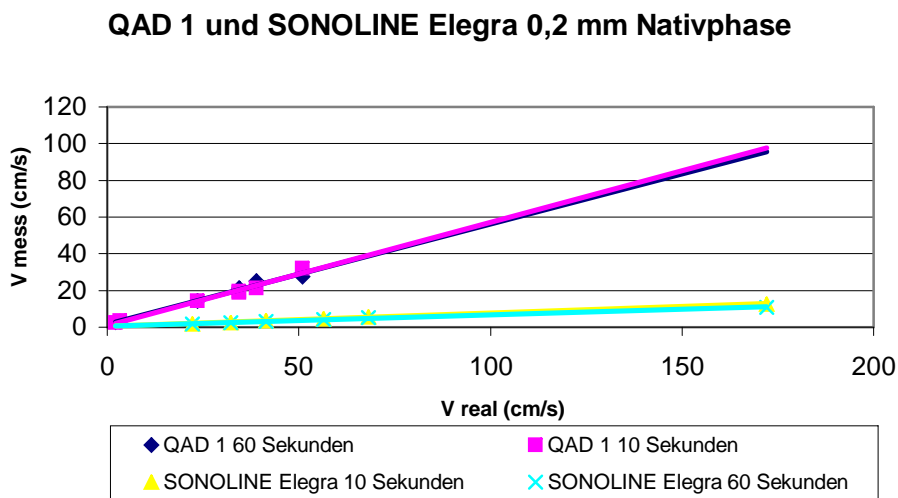
Reproduzierbare Flußmessungen mit ($r \geq 0,9$) konnten nur mit dem Gerät HDI 3000 erreicht werden, ein Vergleich mit den zwei anderen Geräten war nicht möglich.

5.4.2 Schlauchmodell mit 0,2 mm Innendurchmesser („Modell 0,2“)

Nachfolgend werden lediglich die zwei Farbdopplergeräte QAD 1 (Firma Philips/ Quantum) und SONOLINE Elegra (Firma Siemens) miteinander verglichen. Mit dem HDI 3000 (Firma Philips/ATL) wurde das „Modell 0,2“ nicht untersucht.

5.4.2.1 Auswertung nach 10 und 60 Sekunden nativ

Nach 10 Sekunden ist die Steigung der Regressionsgeraden beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum) mit $0,561x$ ca. 8 mal so hoch wie beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens) mit $0,072x$. Die deutliche Unterschätzung der realen Flußgeschwindigkeit durch das SONOLINE Elegra (Firma Siemens) bestätigt sich bei Messungen nach 60 Sekunden (Erwartungswert= Steigung 1).



Graphik 15: Vergleich der Regressionsgeraden bzw. Steigungen des Farbduplexgerätes QAD 1 (Firma Philips/Quantum) mit dem SONOLINE Elegra (Firma Siemens) beim „Modell 0,2“ nach 10 und 60 Sekunden

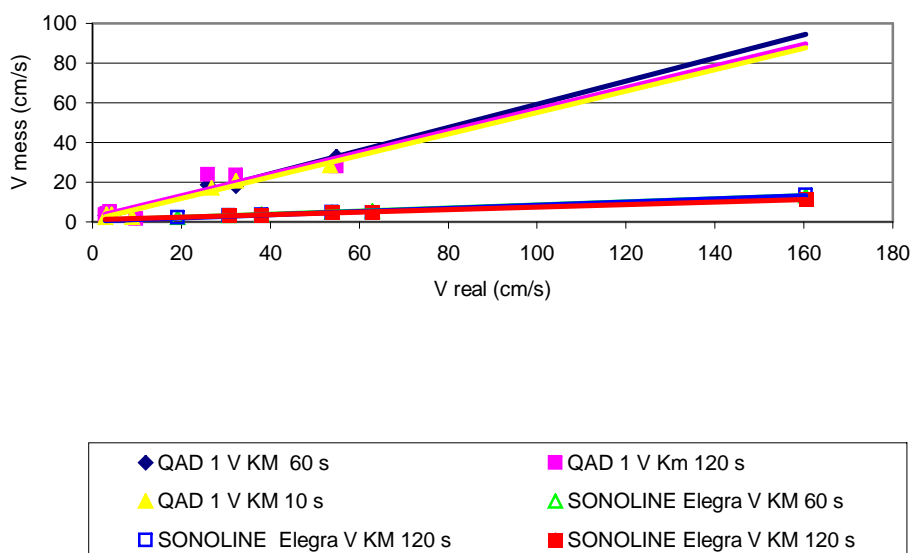
	QAD 1 Regressionsgerade	SONOLINE Elegra Regressionsgerade
10 Sekunden	0,561x+0,947	0,072X+0,389
60 Sekunden	0,545x+1,786	0,060X+0,728

Tabelle 20: Vergleich der Regressionsgeraden QAD 1 (Firma Philips/Quantum) mit dem SONOLINE Elegra (Firma Siemens) beim „Modell 0,2“ nach 10 und 60 Sekunden

5.4.2.2 Auswertung nach 10 Sekunden, 60 Sekunden, 120 Sekunden und 180 Sekunden nach Zugabe eines Echosignalverstärkers

Durch die Zugabe des Echosignalverstärkers ist beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum) zu keinem Meßzeitpunkt ein nennenswerter Anstieg der Meßergebnisse zu erkennen. Dagegen ist beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens) ein geringer Anstieg der Ergebnisse festzustellen. Nach 10 Sekunden erhöht sich die Steigung der Regressionsgeraden von 0,078x auf 0,081x nach 60 Sekunden um nach 180 Sekunden auf 0,055x zu fallen.

QAD 1 und SONOLINE Elegra 0,2 mm Kontrastmittelphase



Graphik 16: Regressionsgeraden des QAD 1 (Firma Philips/Quantum) und SONOLINE Elegra (Firma Siemens) in der Kontrastmittelphase nach 10, 60, 120 und 180 Sekunden beim „Modell 0,2“

	QAD 1 Regressionsgerade	SONOLINE Elegra Regressionsgerade
VKM10s	0,544x+2,471	0,078x+0,703
VKM60s	0,585x+0,801	0,081x+0,296
VKM120s	0,545x+1,026	0,064x+1,058
VKM180s	0,524x+0,982	0,055x+1,479

Tabelle 21: Vergleich der Regressionsgeraden QAD 1 (Firma Philips/Quantum) und SONOLINE Elegra (Firma Siemens) in der Kontrastmittelphase nach 10, 60, 120 und 180 Sekunden beim „Modell 0,2“

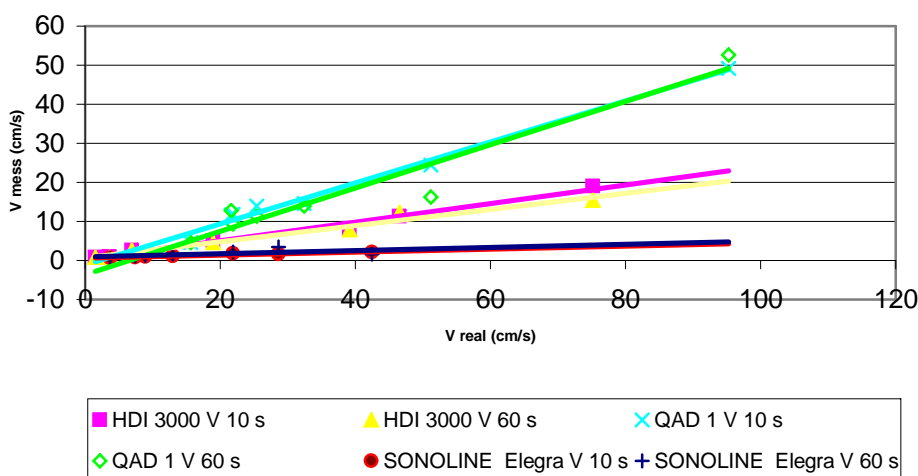
5.4.3 Schlauchmodell mit 0,3 mm Innendurchmesser („Modell 0,3“)

5.4.3.1 Auswertung nach 10 und 60 Sekunden nativ

Nach 10 Sekunden weisen die Messungen beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens) mit 0,038x die geringste Steigung der Regressionsgeraden auf. Bei dem HDI 3000 (Firma Philips/ATL) beträgt die Steigung 0,238x und hat somit eine etwa 10 mal so hohe Steigung wie das SONOLINE Elegra (Firma Siemens). Das QAD 1 (Firma Philips/Quantum) zeigt mit 0,524x die höchste Steigung auf, erreicht aber ebenfalls nicht den Erwartungswert (Steigung =1).

Die gemessenen Werte nach 10 Sekunden ähneln denen nach 60 Sekunden. Auch hier hat der QAD 1 (Firma Philips/Quantum) die höchste meßbare Steigung zu verzeichnen.

**QAD 1, SONOLINE Elegra, HDI 3000 0,3 mm
 Nativphase nach 10 und 60 Sekunden**



Graphik 17: Regressionsgeraden des QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL) beim „Modell 0,3“ nach 10 und 60 Sekunden in der Nativphase

	SONOLINE Elegra Regressionsgerade	HDI 3000 Regressionsgerade	QAD 1 Regressionsgerade
10 Sekunden	$0,038x+0,630$	$0,238x+0,343$	$0,524x-1,128$
60 Sekunden	$0,041x+0,955$	$0,206x+0,873$	$0,554x-3,570$

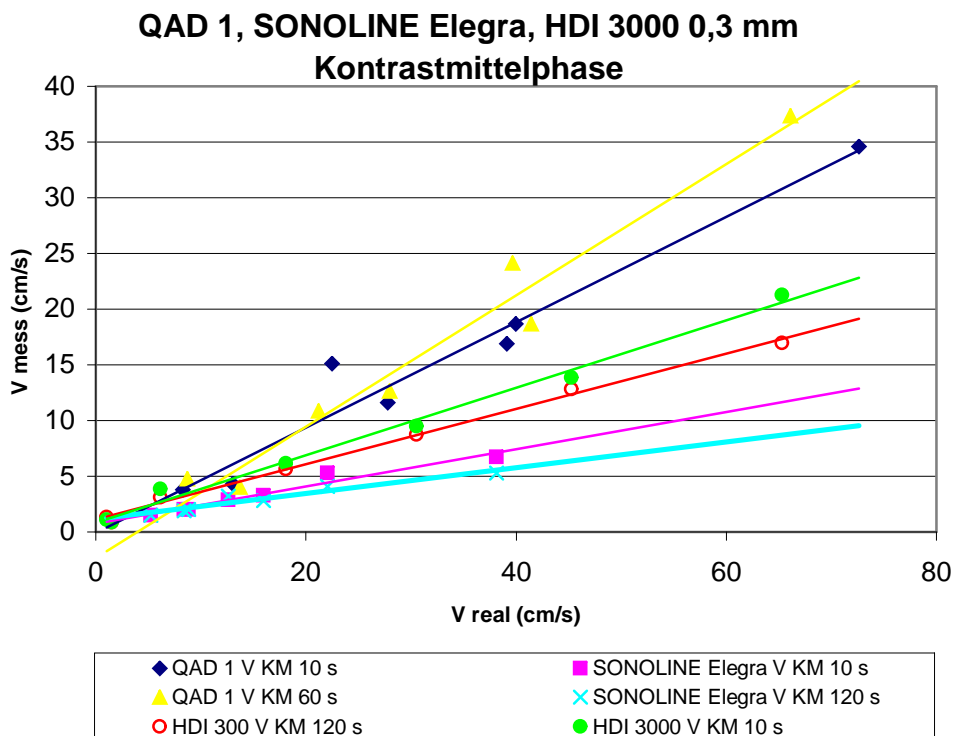
Tabelle 22: Regressionsgeraden des QAD 1(Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL) beim „Modell 0,3“ nach 10 und 60 Sekunden in der Nativphase

5.4.3.2 Vergleich 10 Sekunden, 60 Sekunden, 120 Sekunden und 180 Sekunden nach Zugabe eines Echosignalverstärkers

Nach jedem Meßintervall konnte das gleiche Phänomen beobachtet werden: Die Steigung der Regressionsgeraden nach Kontrastmittelzugabe ist beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens) am geringsten. Bei dem HDI 3000 (Firma Philips/ATL) ist die Steigung etwa 1,5 mal so groß (siehe Vergleich nach 10 Sekunden). Der signifikanteste Effekt tritt beim QAD 1 (Firma Philips/Quantum) auf. Im Vergleich zum SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

beträgt die Steigung der Regressionsgeraden nach Kontrastmittelzugabe (siehe Vergleich nach 10 Sekunden) ca. den 6- fachen Wert .

Nach 120 Sekunden sind die die Steigungen der Regressionsgeraden geringer als nach 10 bzw. 60 Sekunden. Jedoch bleibt das Verhältnis der Steigungen zueinander in etwa gleich.



Graphik 18: Regressionsgeraden des QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL) beim „Modell 0,3“ in der Kontrastmittelfase

Sekunden nach Kontrastmittelgabe	SONOLINE Elegra Regressionsgerade	HDI3000 Regressionsgerade	QAD 1 Regressionsgerade
10s	$Y=0,167x+0,735$	$Y=0,303x+0,827$	$Y=0,898x+0,376$
60s	$Y=0,164x+0,723$	$Y=0,303x+0,710$	$Y=0,589x-2,362$
120s	$Y=0,116x+1,128$	$Y=0,249x+1,098$	$Y=0,472x-0,061$
180s	$Y=0,117x+1,099$	$Y=0,193x+1,841$	$Y=0,518x-2,171$

Tabelle 23: Vergleich der Steigungen von QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL) beim „Modell 0,3“ in der Kontrastmittelfase

5.5 Vergleich des Kontrastmitteleffektes auf die Meßergebnisse der drei untersuchten Farbduplexgeräte

Soweit ein Effekt des Kontrastmittels auf die Messung festgestellt werden konnte, war dieser Effekt 10 bzw. 60 Sekunden nach Kontrastmittelgabe am deutlichsten. Die entsprechenden Werte werden in der nachfolgenden Tabelle 24 mit den Ausgangswerten vor Kontrastmittelgabe verglichen.

Zusätzlich erfolgt eine Auswertung durch Division der Steigung der Regressionsgeraden der Kontrastmittelfase mit der Steigung der Regressionsgeraden der Nativphase.

Sofern ein meßbarer Effekt des Ultraschallkontrastmittels gefunden wurde, verbesserte sich die Steigung der Regressionsgeraden um den Faktor 1,3 - 1,7 außer beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens) im Modell 0,3. Der Anstieg um den Faktor 4 spricht dafür, das die schlechten Messungen des SONOLINE Elegra (Firma Siemens) zumindest teilweise auf zu schwache Dopplersignale zurückzuführen sind.

Schlauch	QAD 1 Philips Steigung nativ	QAD 1 Philips Steigung KM	QAD 1 Philips Q= Steigung KM/ Steigung nativ
0,2 mm 10 s	0,561	0,544	1,0
0,2 mm 60 s	0,545	0,585	1,1
0,3 mm 10 s	0,524	0,898	1,7
0,3 mm 60 s	0,554	0,589	1,1

Schlauch	SONOLINE Elegra Steigung nativ	SONOLINE Elegra Steigung KM	SONOLINE Elegra Q= Steigung KM/ Steigung nativ
0,2 mm 10 s	0,072	0,078	1,1
0,2 mm 60 s	0,060	0,081	1,4
0,3 mm 10 s	0,038	0,167	4,4
0,3 mm 60 s	0,041	0,164	4,0

Schlauch	HDI 3000 Steigung nativ	HDI 3000 Steigung KM	HDI 3000 Q= Steigung KM/ Steigung nativ
0,1 mm 10 s	0,11	0,123	1,1
0,1 mm 60 s	0,100	0,093	1,0
0,3 mm 10 s	0,238	0,303	1,3
0,3 mm 60 s	0,206	0,303	1,5

Tabelle 24: Vergleich der Steigungen der Regressionsgeraden des QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL) in der Nativ- und Kontrastmittelpphase und Berechnung des Quotienten aus der Steigung der Regressionsgeraden in der Kontrastmittel- und Nativphase

6 Diskussion

Diese Doktorarbeit hat sich zwei Aufgaben gestellt. Zum einem will sie die drei Farbduplexgeräte QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL) im Hinblick auf ihre Meßgenauigkeit vergleichen.

Zum anderen will sie untersuchen, ob der systematische Meßfehler bei kleinsten Gefäßen mit Hilfe eines Echosignalverstärkers bei gleichem Modell abnimmt. Schon A. Rinneberg stellte in einer Modellstudie fest, daß die FKDS in kleinen Gefäßen systematisch zu niedrig mißt [49].

Bisher erfolgten experimentelle Studien an Farbduplexgeräten überwiegend mit der Darstellung und Quantifizierung eines Volumenflusses an Gefäßmodellen mit einem Innendurchmesser größer als 0,51 mm [50]. In dieser Studie werden Gefäßmodelle ≤ 0.3 mm untersucht.

6.1 Vergleich der drei Farbdopplergeräte QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL)

Die Geräte sollen die Flußgeschwindigkeiten an Schlauchsystemen mit kleinen Innendurchmesser von 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm sichtbar machen.

Bei der Messung mit dem QAD 1 (Firma Philips Quantum) mußte das Schlauchmodell mit dem Innendurchmesser von 0,1 mm aufgrund der schlechten Korrelation aus der Wertung genommen werden. Ein möglicher Grund ist ein schwaches Dopplersignal. Der Durchmesser der kleinen Gefäße hat in etwa die Größe eines Pixels. Derart schwache Signale können zum einem durch Rauschen und zum anderen durch die in allen Geräten eingesetzten räumlich und zeitlichen Mittelungsverfahren verfälscht werden.

Eine weitere mögliche Ursache ist, daß Thrombenbildung innerhalb des Schlauchsystems trotz der Heparinisierung des durchfließenden Blutes auftrat.

Für das HDI 3000 (Firma Philips/ATL) erfolgten nur Messungen mit dem 0,1 mm und 0,3 mm großen Schlauchmodell. Dieses Farbdopplergerät wurde von der Firma Philips/ATL nur leihweise zur Verfügung gestellt und stand nur eine begrenzte Zeit für weiterführende Untersuchungen bereit. Damit konnten keine Test des 0,2 mm großen Schlauchsystems durchgeführt werden.

Bei Flußmessungen in den verwendeten sehr kleinen Schlauchsystemen wurde eine unbefriedigende Meßgenauigkeit nachgewiesen. Zusätzlich kam es zu signifikant unterschiedlichen Ergebnissen: SONOLINE Elegra (Firma Siemens) weist eine ca. 8-fach kleinere Steigung der Regressionsgeraden als QAD 1 (Firma Philips/Quantum). Die Steigung der Regressionsgeraden von HDI 3000 beträgt nur ca. 50% des QAD 1 (Firma Philips) (siehe 5.4.). Beim QAD 1 (Firma Philips) wurde beim „Modell 0,2“ in der Nativphase eine Steigung der Regressionsgeraden von ca. 0,25x erwartet. Die Steigung der Regressionsgeraden in dieser Studie lag mit ca. 0,55x mehr als doppelt so hoch wie erwartet. Beim „Modell 0,3“ wurde die erwartete Steigung der Regressionsgeraden von 0,52x erfüllt.

Die Ursache der unterschiedlichen Meßergebnisse der Farbduplexgeräte bleibt ungeklärt:

- 1.) Es galten die gleichen Versuchsbedingungen wie bei anderen Studien [49] [51].
- 2.) Die Versuchsbedingungen waren reproduzierbar. Aus den Ergebnissen wird ersichtlich, daß bei der Nativphase nach 10 und 60 Sekunden fast identische Flußgeschwindigkeiten gemessen wurden.
- 3.) Beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens) wurden die Versuche in der Nativphase wegen der geringen gemessenen Flußgeschwindigkeiten wiederholt. Die Ergebnisse unterschieden sich nicht signifikant.

Gefäßdurchmesser (mm)	Regressionsgerade nativ 10 Sekunden	Regressionsgerade Zusatzmessung
0,2	$Y=0,072x+0,389$	$Y=0,051x-1,348$
0,3	$Y= 0,038x+0,630$	$Y=0,051x+0,234$

Tabelle 25: Vergleich der Nativphase nach 10 Sekunden mit den Zusatzmessungen beim SONOLINE Elegra (Firma Siemens)

Über die interne Signalverarbeitung der Farbdopplergeräte gab es trotz mehrfachen Nachfragens keine Informationen von Seiten der Herstellerfirmen. In der internen Signalverarbeitung liegt wahrscheinlich auch der Grund für die schlechte Meßqualität.

6.2 Beurteilung des Einsatzes von Echosignalverstärkern

Der in dieser Studie verwendete Echosignalverstärker BY 963-der Firma Bracco-Byk Golden GmbH bewirkt vor allem nach 10 und 60 Sekunden eine minimale Zunahme der gemessenen Flußgeschwindigkeiten. Dies ist unabhängig von dem verwendeten Gerätetyp und der Schlauchgröße. Der Kontrastmitteleffekt ist so vernachlässigbar, daß es nicht verwunderlich ist, daß dieser Echosignalverstärker nicht auf dem Markt gekommen ist.

Das Ergebnis aus den in dieser Arbeit verwendeten Schlauchmodellen mit sehr geringen Durchmessern kann nicht verallgemeinert werden. Ein Vergleich mit großen Schlauchmodellen ist daher nicht zulässig.

6.3 Praktischer Einsatz von Echosignalverstärkern in der farbkodierten Duplexsonographie

Der Einsatz von Ultraschallkontrastmitteln hat sich in den letzten Jahren immer mehr etabliert. Vor allem zur verbesserten Darstellung kleinerer Tumorgefäße werden in der FKDS Echosignalverstärker zur Steigerung der Signalintensität eingesetzt. Die folgenden Anwendungen für den Einsatz von Echosignalverstärkern sind aktuell im Stadium der klinischen Forschung:

Mit Hilfe von Echosignalverstärkern kann

- -zwischen einer postoperativen Narbe und einem Rezidiv eines Mammakarzinoms besser unterschieden werden [47],
- -Lebermetastasen können sonographisch besser diagnostiziert werden [1],
- -portale Hypertension wird mit Hilfe von Echosignalverstärker eher sonographisch gesehen als ohne Echosignalverstärker [38].
- -In der transkraniellen Duplexsonographie können mit Hilfe von Echosignalverstärkern intrakranielle Gefäße besser dargestellt werden [18] [44].

7 Zusammenfassung

Die farbkodierte Duplexsonographie (FKDS) hat sich als nichtinvasive Methode zur Darstellung des Blutflusses innerhalb von Gefäßen sowie von Gefäßveränderungen etabliert.

Während gute Ergebnisse der Farbduplexsonographie in großen Gefäßen über 0,51 mm vorliegen, konnte in einer Modellstudie an kleinen Gefäßen unter 0,51 mm festgestellt werden, daß die FKDS in kleineren Gefäßen systematisch zu niedrig mißt. Mit Hilfe des geprüften Echosignalverstärkers kann dieser systematische Fehler nicht behoben werden. Der Einsatz des Echosignalverstärkers bewirkt grundsätzlich nur eine geringe Zunahme der gemessenen Flußgeschwindigkeit. Dies ist unabhängig von dem Gerätetyp und der Schlauchgröße. Der maximale Effekt wird nach 10 bis 60 Sekunden erreicht.

Die Messungen der drei Farbdopplergeräte QAD 1 (Firma Philips/Quantum), SONOLINE Elegra (Firma Siemens) und HDI 3000 (Firma Philips/ATL) unterscheiden sich in ihrer Auswertung signifikant. Die Ursache der großen Messdifferenzen unter den Geräte ist endgültig nicht geklärt. Wahrscheinlich liegt die Ursache in der internen Signalverarbeitung der Farbduplexgeräte.

8 Literaturverzeichnis

[1]Albrecht T., Hoffmann C.W., Wolf K.-J. (2001) Sonographie von Lebermetastasen mit leberspezifischem Kontrastmittel. Radiologie, Springer, S. 8-15

[2]Burlew M.M., Madsen E.L., Zagzebski J.A., Banjavic R.A., Sum S.W. (1980) A new ultrasound tissue-equivalent material. Radiology 134: S. 517-520

[3] Cronan, J.J. (1989) V. Leen deep venous thrombosis. Limitations of US. Radiology 170: S. 39

[4]Fobbe F., El-Bedewi M., Koennecke H.-C., Heidt P., Wolf K. J. (1989) Möglichkeiten und Grenzen der farbkodierten Duplexsonographie der Extremitätengefäße und des Skrotalinhalts. Zbl. Radiol. 138: S. 725 (abstract)]

[5]Fobbe, F. (1990) Farbkodierte Duplexsonographie als neue nicht invasive diagnostische Methode- Grundlagen, phantom-, kontrastmittel- und tierexperimentelle Studien. Habilitationsschrift, Berlin

[6]Fobbe F., Ohnesorge I., Reichel M., Dollinger P., Schürmann R., Wolf K.-J. (1992) Farbkodierte Duplexsonographie und Ultraschallkontrastmittel zur Untersuchung peripherer Arterien-Erste klinische Erfahrungen. Ultraschall in Med. 13: S. 1993-1998

[7]Fobbe, F., Schudrowitsch L., Dietzel M., Wolf K.-J. (1989). Verlaufskontrollen von Nierentransplantaten mit der farbkodierten Duplexsonographie. Fortschr. Röntgenstr. 150: S. 76

[8]Fobbe, F., Siegert J., Fritsch Th. et al. (1991) Farbkodierte Duplexsonographie und Ultraschallkontrastmittel-Nachweis von renalen

Perfusionsdefekten im Tierexperiment. Fortschr. Röntgenstr. 154: S. 242-245

[9]Fobbe, F., Siegert J., Fritzscht Th., Wolf K.-J. (1992.) Erweiterung der Diagnostik der farbkodierten Duplexsonographie durch Ultraschallkontrastmittel- Darstellung von Bewegungen in den Harnwegen und Tuben im Tierexperiment. Ultraschall in Med. 13: 31-35

[10]Fobbe F., Wolf K.-J. (1988) Erste klinische Erfahrungen mit der Angiodynographie. Fortschr. Röntgenstr., 148 (3): S. 259-264.

[11]Franck Adolf (1996) Kunststoff-Kompendium, Vogel Fachbuch, 4. Auflage: S. 350-351

[12]Frieese S., Krapf H., Fetter M., Vontheim R., Skalej M., Kuker W. (2001) T1: Kontrastangehobene MR- Angiographie (CE-MRA): Verbessern Kontrastmittel mit höherer T1- Relaxivität die Darstellung von Karotisstenosen? Rofo, 173(6):S. 542-546

[13]Fuchs Walter A. (1996) Radiologie-Diagnostik durch bildgebende Verfahren. Verlag Hans Huber: S. 55

[14]Fuchs Walter A. (1996) Radiologie-Diagnostik durch bildgebende Verfahren. Verlag Hans Huber: S. 58

[15]Gramiak R., Shah PM (1968) Echocardiography of the aortic root. Invest Radiol. 3: S. 356-366

[16]Hatle L., Angelsen B. (1985) Doppler Ultrasound in Cardiology. Lea and Febiger. Philadelphia, 2. Auflage: S. 32-73

[17]Heidt P., Fobbe F., Wolf K.-J. (1990) Aktueller Stellenwert der farbkodierten Duplexsonographie. Röntgenpraxis 43: S. 42-51

[18]Iglseider B., Patt CM, Raffer E., Hess-Eberle I, Huemer M., Staffen W., Ladurner G.(2000) Verbesserung der Darstellbarkeit intrakranieller Gefäße mit farbkodierter Duplexsonographie durch den Echosignalverstärker Levovist. Ultraschall Med, 21(3) 107-11

[19]Kauffmann, Rau, Roeren, Sartor (1995) Röntgenfibel. Springer, 2. Auflage:. S. 202

[20]Kremer H., Dobrinski W. (1982) Sonographische Diagnostik innere Erkrankungen. Urban und Schwarzer: S. 1-7

[21]Landwehr. P., Tschammler A., Höhmann M. (1990) Gefäßdiagnostik mit farbkodierten Duplexsonographie. Tsch. Med. wschr., 115(9): S. 334-351

[22]Langholz J., Schliefl R., Schürmann R., Wanke M. and Heidrich H. (1996) Contrast Enhancement in Leg Vessels, Clinical Radiology, 51: S. 31-43

[23]Lissner J., (1986) Radiologie, Enke Verlag: S. 62-63

[24]Madsen E.L., Zagzebski J.A., Banjavie R.A., Jutila R.E. (1978) Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. Med Physics 5: S. 391-394

[25]Metz V., Braunsteiner A., Grabenwöger F, Dock W., Hübsch P. (1988) Farbkodierte Dopplersonographie der Becken- Bein Arterien. Überprüfung d. Wertigkeit der Methode im Vergleich zur Angiographie. Fortschr. Röntgenstr. 149: S. 314

[26]Middleton, W. D., D. A. Thorne, G. L. Melson (1989) Color doppler sonography of hemodialysis vascular access. Amer. J. Roentgenol. 152: S. 633

[27]Middleton, W. D., D. A. Thorne, G. L. Melson (1989) Color doppler sonography of hemodialysis vascular access. Amer. J. Roentgenol. 152. S. 293

[28]Miyatake K., Ohamoto M., Kinoshita N., Izumi S., Owa M., Takao S., Sakahibara H., Nimra Y. (1984) Clinical Applications of a New Type of Real-Time Two- Dimensional Doppler Flow Imaging System. Am J. Cardiol.,5: S. 857-868

[29]Müller C.. Angiodynographie, Das scheinbare wird sichtbar. Philips, Medizinisch-Technische Systeme I. Philips Ultrasound. Quantum operator's manual. Geräteinformation der Fa. Philips, Hamburg.

[30]Moltzahn Siegfried, Zeydabadinejad Majid (1994) Dopplerechokardiographie, CW, PW, Farbdoppler- Eine Einführung. Georg Thieme Verlag: S.4

[31]Moltzahn , Zeydabadinejad Majid (1994) Dopplerechokardiographie, CW, PW, Farbdoppler- Eine Einführung. Georg Thieme Verlag: S.5

[32]Moltzahn Siegfried, Zeydabadinejad Majid (1994) Dopplerechokardiographie, CW, PW, Farbdoppler- Eine Einführung. Georg Thieme Verlag: S.19

[33]Moltzahn Siegfried, Zeydabadinejad Majid (1994) Dopplerechokardiographie, CW, PW, Farbdoppler- Eine Einführung. Georg Thieme Verlag: S.22

[34]Philips Ultrasound: Quantum operator`s manual. Geräteinformation der Fa. Philips, Hamburg.

[35]Polak J. F., Donaldson M. C., Whittemore , Mannick J. A., O'Leary D. H. (1989) Pulsatile massa surrounding vascular prostheses: real-time US color flow imaging. Radiology 170: S. 363.

[36]Remonda L, Heid o., Schroth G.. Carotid artery stenosis, occlusion, and pseudoocclusion:first-pass, gadolinium-enhaced, threedimensional MR angiography-preliminary stusy. Radiology 1998;209: S. 95-102

[37]Rubin J. R., Carson P. L, Zlotecki R. A., Ensminger W. D. (1987) Visualization of tumor vascuality in a rabbit VX2 carcinoma by doppler flow mapping. J. Ultrasound Med. 6: S. 113

[38]Schiedermaier P., Jayer G., Sauerbruch T. 2002) Impact of the continuous infusion of Levovost on color Doppler sonography in portal hypertension. AJR Am J Roentgenol. 2002,178(1):S.61-5

[39]Schlier R., Bauer A. (1996) Ultraschallkontrastmittel, Radiologie 36. Springer Verlag: S.51-55

[40]Schmidt, Thews (1990) Physiologie des Menschen. Springer-Verlag Berlin, 24. Auflage: S.507

[41]Schmidt, Thews (1990) Physiologie des Menschen. Springer-Verlag Berlin, 24. Auflage: S.508

[42]Schmidt, Thews (1990) Physiologie des Menschen. Springer-Verlag Berlin, 24. Auflage: S.509

[43]Schwaighofer, B., Hübsch P., Kovarik J., Frühwald F., Kainberger F., Barton P. (1988) Farbkodierte Doppler- Sonographie bei Nierentransplantaten. Fortschr. Röntgenstr. 149: S. 193

[44]Schweikert K., Operschall C., Liull J. B., Lyrer P. (2002) Transcranial duplex imaging with a sulfurhexafluoride echokontrast agent: enhancement and diagnostic quality J Neuroimaging. 2002,12:S.19-27

[45]Siewert B., Harder Th., Kroenung (1989) Farbdoppler- Sonographie beim Pseudoaneurysma der A. femoralis. Fortschr. Röntgenstr. 150 S. 475

[46]Sonoline Elegra, Plattform, Gebrauchsanweisung, S. 6.3.

[47]Stuhlmann M., Schwarz T., Schietzel M. (2001) Mammakarzinom versus postoperativer Narbe. Ultraschall in Med 2001, S: S. 2-6

[48]Thomas, Ch., Dörnberger V., Lenz M. (1989) Angiodynographie der idiopathischen Varikozele im Vergleich mit herkömmlichen Methoden. Fortschr. Röntgenstr.150: S.573

[49]Tschammler A., Rinneberg A., Schindler R, Krahe T., Lackner K. Farbduplexsonographie kleiner Gefäße im in-vitro-Modell in Aderegg A., Despland P.A., Henner H., Otto,. Ultraschalldiagnostik '91, Springer Berlin Heidelberg 1992. S.121-124

[50] Williams AR, Kubowicz G, Cramer E, Schlieff R (1991) The effect of the microbubble suspension SHU 454 (Echovist) on ultrasound induced cell lysis in a rotating tube expose system, Echokardiograph 8: S. 423-433

[51]Winkler P., Helmke K. (1992) Colour-coded echographic flow imaging and spectral analysis of cerebrospinal fluid (CSF) part 3(RÖMISCH §). In-vitro study of low flow velocity detection related to decreasing particle concentration (hematocrit) and tube lumen. Pediatr. Radiol. 22: S. 43-47

9 Abkürzungen

CW-Doppler: Continuous-Wave- Doppler

FKDS: farbdopplerkodierte Duplexsonographie

KM: Kontrastmittel

PRF: Pulswiederholungsfrequenz

PTFE: Polytetrafluorethylenschläuche

PW-Technik: Pulsed-Wave Doppler Systeme

V_{real} : reale Flußgeschwindigkeit

$V_{\text{real nativ}}$: reale Flußgeschwindigkeit des nativen Blutes

$V_{\text{real KM}}$: reale Flußgeschwindigkeit des mit Kontrastmittel versetzten
Blutes

V_{mess} : mittels FKDS ermittelten Flußgeschwindigkeit

$V_{\text{mess nativ}}$: mittels FKDS ermittelten native Flußgeschwindigkeit

V_{messKM} : mittels FKDS ermittelt Flußgeschwindigkeit des mit
Kontrastmittel versetzten Blutes

10 Zeichen

A: Fläche

c: Schallgeschwindigkeit

E: Elastizitätsmodul

f(0): Senderfrequenz, Frequenz des Schallkopfes

F(d): Dopplerverschiebung oder „Dopplershift“

l: Länge des Rohrs

m: Masse

r: Abstand des Messpunktes vom Mittelpunkt des Gefäßquerschnittes:

2r: Durchmesser des Gefäßes

Re: Reynold-Zahl

s: Tiefe

t: Laufzeit

T: Schubkraft

v: mittlere Strömungsgeschwindigkeit

V: Volumen

α : Winkel zwischen Dopplerstrahl und dem zu untersuchenden
Blutgefäss

λ : Grenzfläche

ζ : Dichte

Δp : Druckdifferenz

η : Viskosität

π : 3,14

ς : spezifisches Gewicht

Danksagung

Herrn Priv.-Doz. Dr. med. A. Tschammler danke ich für die freundliche Überlassung des Themas, die Übernahme des Referates und für die stetige Unterstützung und Anleitung bei der Durchführung der Arbeit.

Weiterhin danke ich Herrn Prof. Dr. med. F. Schardt für die Übernahme des Koreferates.

Der Abteilung für Transfusionsmedizin und Immunhämatologie der Universität Würzburg danke ich für die Überlassung der verfallenen Humanblutkonserven.

Lebenslauf

Persönliche Angaben	Name:	Stefanie Teichert
	Geburtsdatum:	26. November 1972
	Geburtsort:	Mainz
Schulische Ausbildung	1979-1983	Grundschule in Bad Berleburg und Geisenheim
	1983-1992	St. Ursula Schule in Geisenheim
	Mai 1992	Abitur
Studium	1992-1995	Vorklinisches Studium an der Bayerischen Julius-Maximilians Universität Würzburg
	1995	Ärztliche Vorprüfung
	1997	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
	1999	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
	2000	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Praktisches Jahr	Mai-Juni 1999	Chirurgie, Universitätsklinik Würzburg
	Juni-August 1999	Chirurgie, St. Michael's Hospital, Dublin/Dun Laoghaire, Irland
	Oktober/November 1999	Innere Medizin, Kantonsspitals St. Gallen, Schweiz
	Dezember 1999/ Januar 2000	Innere Medizin, Universitätspoliklinik Würzburg
	Januar-Mai 2000	Haut und Geschlechtskrankheiten, Universitätsklinik Würzburg
Ärztin im Praktikum	01. Dezember 2001 bis 30. November 2002	Innere Medizin, Medizinische Klinik 1 des Bürgerhospitals, Stuttgart
	01. Dezember 2002 bis 31. Mai 2002	Psychiatrie und Psychotherapie, Klinik Dr. Reischle, Ludwigsburg
Assistenz-ärztin	01 Juni 2002- 30. Juni 2003	Psychiatrie und Psychotherapie, Klinik Dr. Reischle, Ludwigsburg
	Seit 01. Juli 2003	Arbeitsmedizin, Deutsche Post AG, Stuttgart

Korntal, den 05.09.2003