

Aus der Medizinischen Poliklinik Innenstadt
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Kommissarischer Direktor: Professor Dr. med. M. Reincke

*Reproduzierbarkeit duplexsonographischer Strömungsparameter am Beispiel der
Arteria mesenterica superior und
des Truncus coeliacus*

Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von
Cornelia Gindele
aus
Schwäbisch Hall
2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. M. Gross

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. U.G. Müller-Lisse

Priv. Doz. Dr. J. Schirra

Prof. Dr. U. Hoffmann

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: _____

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 24.01.2008

Meinen Eltern
und
meinem Ehemann Frank

1	<i>EINLEITUNG</i>	7
1.1	Fragestellung und Zielsetzung der Studie	7
1.2	Historisches	8
1.3	Stellenwert der Ultraschalldiagnostik	8
1.4	Physikalische Grundlagen	9
1.4.1	Ultraschall	9
1.4.2	Intensität, Absorption und Impedanz.....	10
1.4.3	Reflexion und Brechung	11
1.4.4	Streuung, Interferenz und Beugung	12
1.4.5	Dopplereffekt.....	14
1.4.6	Pulsrepetitionsfrequenz, Nyquist-Theorem und Alias-Phänomen	14
1.5	Sonographische Untersuchungsverfahren	16
1.5.1	Der Pulsechozyklus.....	16
1.5.2	A-Bild-Sonographie	17
1.5.3	B-Bildsonographie.....	17
1.5.4	CW-Dopplersonographie.....	18
1.5.5	PW-Dopplersonographie	18
1.5.6	Duplexsonographie	20
1.6	Gerätetechnik	21
1.6.1	Schallköpfe.....	21
1.7	Hämodynamik des arteriellen Gefäßsystems	22
1.7.1	Aufgaben des arteriellen Gefäßsystems	22
1.7.2	Flussrate und peripherer Widerstand	22
1.7.3	Arterieller Blutdruck.....	23
1.7.4	Strömungsgeschwindigkeit.....	23
1.7.5	Flussrate und Widerstandsindices	24
1.8	Anatomie der Abdominalgefäße	26
1.8.1	Anatomie und Normvarianten der A. mesenterica superior.....	26
1.8.2	Anatomie und Normvarianten des Tr. Coeliacus.....	27
2	<i>MATERIAL UND METHODIK</i>	29
2.1	Probandeneinschlusskriterien und Studiendesign	29
2.1.1	Probandenfragebogen	29
2.2	Untersuchungstechnik	30
2.2.1	Auswahl der Schnittebenen.....	30
2.2.2	Farbduplexsonographiegerät	31
2.2.3	Schallkopf.....	31
2.3	Messverfahren	31
2.3.1	Dopplerspektren.....	31
2.3.2	Messung der Flussrate.....	33
2.3.3	Messung des Resistant-Index	34
2.3.4	Messung des Pulsatility-Index.....	34
2.3.5	Winkeleinstellungen	34
2.4	Statistische Analyse	35
2.4.1	Definition und Berechnung des Messfehlers	36
3	<i>ERGEBNISSE</i>	37
3.1	Arteria mesenterica superior	37
3.1.1	Flussrate	37
3.1.2	Resistant-Index	50

3.1.3	Pulsatility-Index	54
3.2	Truncus coeliacus	58
3.2.1	Flussrate	59
3.2.2	Resistant-Index	68
3.2.3	Pulsatility-Index	71
4	DISKUSSION.....	77
4.1	Messmethode.....	77
4.2	A. mesenterica superior	78
4.2.1	Flussrate	79
4.2.2	Resistant-Index	80
4.2.3	Pulsatility-Index	80
4.3	Truncus coeliacus	81
4.3.1	Flussrate	82
4.3.2	Resistant-Index	83
4.3.3	Pulsatility-Index	84
4.4	Der Messfehler	84
4.4.1	Die manuelle Winkeleinstellung	85
4.4.2	Die manuell erstellte Hüllkurve um das Dopplersignal zur Berechnung der Flussrate sowie die manuelle Einstellung des Gefäßdurchmessers	87
4.4.3	Biologische Variation des Individuums.....	88
4.5	Varianten in Abhängigkeit diverser Faktoren	88
4.5.1	Unterschiede bei der Geschlechtsaufteilung.....	88
4.5.2	Einfluss von Nahrung auf den Blutfluss.....	89
4.5.3	Beziehung zwischen Körpergröße und Körpergewicht.....	90
4.5.4	Beeinflussung durch Herzfrequenz und Blutdruck	91
4.5.5	Einfluss von Nikotinaufnahme	92
4.5.6	Einfluss hormonaler Kontrazeptiva auf die gemessenen Parameter...	93
4.5.7	Einfluss von körperlicher Arbeit auf den Blutfluss	94
4.6	Eigene Messungen im Vergleich zu Krankheitswerten	94
4.7	Flussmuster	98
5	ZUSAMMENFASSUNG.....	99
6	LITERATURVERZEICHNIS	101
7	LEBENS LAUF.....	107
8	DANKSAGUNG.....	109

1 EINLEITUNG

1.1 *Fragestellung und Zielsetzung der Studie*

Die Methode der Duplexsonographie unterschiedlicher Gefäße hat sich aufgrund seiner fehlenden Invasivität in den letzten 2 Jahrzehnten mehr und mehr zu einem häufig eingesetzten diagnostischen Untersuchungsverfahren etabliert.

Da Gefäßerkrankungen an der Spitze der Morbiditäts- und Mortalitätsstatistiken der Industrieländer stehen, nimmt die Untersuchung von Gefäßen mithilfe nicht invasiver Untersuchungsmethoden einen sehr hohen Stellenwert ein [19].

Aus diesem Grunde müssen auf diesem Gebiet stichhaltige Studien durchgeführt werden, um die Untersuchungsmethode als zuverlässig darzustellen.

Ziel dieser Studie ist es, die Reproduzierbarkeit der Messungen von Flussrate, Pulsatility- und Resistant-Index am Truncus coeliacus und der Arteria mesenterica superior mithilfe der Farbduplexsonographie und damit die Messgenauigkeit der drei Parameter zu untersuchen.

Innerhalb eines Zeitraumes von sechs Monaten wurden 81 Probanden (42 männlich, 39 weiblich; Range: 18-42 Jahre) an zwei aufeinanderfolgenden Tagen duplexsonographisch untersucht.

Bei allen Probanden wurden Flussraten, PI und RI jeweils dreimal hintereinander an den beiden aufeinanderfolgenden Versuchstagen gemessen.

Flussrate, Resistant- sowie Pulsatility-Index werden im klinischen Alltag zur Untersuchung bei Verdacht auf ein akutes Abdomen, chronisch entzündliche Darmerkrankungen, Verdacht auf Kompressionssyndrom des Truncus coeliacus sowie der Beziehung des Truncus coeliacus bzw. der A. mesenterica inferior zu einem Aortenaneurysma gemessen [23].

Da es bislang keine Studie gibt, die prüft, ob bei der Diagnostik oben genannter Erkrankungen von einer Reproduzierbarkeit der Messungen ausgegangen werden kann, soll dies mit der vorliegenden Studie untersucht werden.

1.2 Historisches

Im Jahre 1842 beschrieb der Österreicher Christian Andreas Doppler (1803-1853) [10] vor der „Königlich Böhmisches Gesellschaft der Wissenschaften“ in seinem Vortrag „Über das farbige Licht der Doppelsterne und einiger anderer Gestirne des Himmels“ eine Veränderung des Sternenlichts, je nachdem, ob sich ein Stern schnell auf die Erde zu oder von der Erde wegbewegt. Dabei stellte er eine akustische Theorie vor, mit derer er durch Analogieschlussfolgerung die subjektiv verschiedene Farbigkeit von Doppelsternen mit ihrer unterschiedlichen Geschwindigkeit zu erklären suchte. Die akustische Theorie besagt, dass die Wahrnehmung der Frequenzhöhe abhängig von der Bewegung der Schallquelle und der des Beobachters ist. Doppler übertrug diese primär akustische Theorie auf alle Wellenphänomene. Kurze Zeit später schon wurden erste Versuche durchgeführt, welche die grundsätzliche Richtigkeit der Theorie bestätigten, allerdings ihre Anwendung auf die Sternfarben in Frage stellten [6].

Die Dopplersche Theorie entwickelte sich in der Folge zu einer der ergiebigsten Erkenntnisse der Astronomie und vieler anderer Gebiete der angewandten Physik. Erste Anwendungen in der Medizin erfolgten 1956 durch Yoshida et al. bei der Untersuchung der Bewegung des Herzens mit Ultraschall.

1.3 Stellenwert der Ultraschalldiagnostik

In der modernen Medizin spielt die Diagnostik und Therapie von Gefäßerkrankungen eine große Rolle. Die Entwicklung hochleistungsfähiger Ultraschalltechniken hat in den letzten 3 Jahrzehnten zu einer enormen Qualitätssteigerung in der Diagnostik zerebrovaskulärer, peripherer, abdomineller und retroperitonealer Gefäßerkrankungen geführt. Ultraschallverfahren ermöglichen bei sachgemäßem Einsatz eine nach dem gegenwärtigen Wissensstand nebenwirkungsfreie Diagnostik mit hoher Effizienz und Zuverlässigkeit, die selbst bei Anwendung komplexer Ultraschallsysteme sehr kostengünstig ist [20]. Ein weiterer entscheidender Vorteil der Ultraschallverfahren liegt darin, dass der auf dem Gebiet der Gefäßerkrankungen kundige Arzt ohne Umweg direkt am Krankenbett oder an der Untersuchungsstelle die klinische Verdachtsdiagnose bestätigen oder verwerfen und auf dieser Grundlage schnell therapeutische Entscheidungen treffen kann.

1.4 Physikalische Grundlagen

1.4.1 Ultraschall

Als Ultraschall bezeichnet man Schallwellen mit einer Frequenz $\geq 20\text{kHz}$, die vom menschlichen Ohr nicht mehr wahrgenommen werden können.

In der medizinischen Diagnostik werden zur Bildgebung derzeit Frequenzen zwischen 2MHz (z.B. transkranielle Sonographie) und 30MHz (z.B. in der transcutanen Sonographie) eingesetzt. Ultraschall breitet sich in homogenen Medien von der Schallquelle radiär ausgehend geradlinig aus. Im menschlichen Gewebe, ausgenommen im Knochen, erfolgt diese Schallausbreitung als Longitudinalwelle. Bei Körpertemperatur beträgt die Schallgeschwindigkeit in unterschiedlichen Geweben zwischen 1410m/s im Fettgewebe und 1630m/s in der Muskulatur [60]. Bei der Bildgebung im klinischen Alltag wird eine konstante mittlere Schallgeschwindigkeit von 1540 m/s im Gewebe angenommen.

Tabelle 1-1: Schallgeschwindigkeit in verschiedenen Körpergeweben

Organ	Schallgeschwindigkeit m/s
Knochen	2700 - 4000
Muskel	1550 - 1630
Leber	1550 - 1580
Milz	1550 - 1575
Niere	1510 - 1515
Auge	1500 - 1660
Mamma	1445 - 1545
Fett	1410 - 1425

Wellenlänge: Die Wellenlänge λ ist der Quotient aus der mittleren Schallgeschwindigkeit im Körper [c] (1540 m/s) und der eingestrahlten Ultraschallfrequenz [f]:

$$\lambda = c/f$$

Bei einer Ultraschallfrequenz von 7,5 MHz beträgt die Wellenlänge z.B. $\lambda=1540 \text{ ms}^{-1}/(7,5 \times 10^6 \text{ s}^{-1})=205 \times 10^{-6} \text{ m} \approx 205 \text{ }\mu\text{m}$.

1.4.2 Intensität, Absorption und Impedanz

Intensität: Die Schallintensität I nimmt auf dem Weg durch ein homogenes Medium exponentiell nach der Formel

$$I = I_0 e^{-\alpha s}$$

ab, wobei α den materialspezifischen Absorptionskoeffizienten, s den zurückgelegten Weg darstellt.

Absorption: Die Absorption steigt proportional zur Ultraschallfrequenz an. An Grenzflächen zwischen Medien mit unterschiedlichen Schalleigenschaften kommt es zu den physikalischen Phänomenen Beugung, Brechung, Streuung und Reflexion.

Impedanz: All diese Phänomene werden im wesentlichen durch die Impedanz $[z]$ der aneinander angrenzenden Medien beeinflusst.

Die Impedanz $[z]$ ist das Produkt aus Schallgeschwindigkeit $[c]$ und der Dichte $[\rho]$ des durchdrungenen Mediums:

$$z = c \rho \text{ [kg m}^{-2} \text{ s}^{-1}\text{]}$$

Die Effekte Reflexion, Beugung, Brechung und Streuung addieren sich zur Schallabschwächung durch die Absorption im Ganzen und ergeben stets den Wert 1. Im menschlichen Gewebe geht man für die sonographische Bildgebung von einer durchschnittlichen Schallabschwächung von $0,3\text{--}0,6 \text{ dB MHz}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ aus [12][33]. Die Frequenzabhängigkeit der Schallabschwächung grenzt den Einsatz hoher Ultraschallfrequenzen bei der Untersuchung tiefer liegender Strukturen ein. Hier

werden vor allem tiefere Ultraschallfrequenzen angewandt. Dagegen werden oberflächliche Strukturen bevorzugt mit hohen Ultraschallfrequenzen untersucht, weil hiermit eine bessere Ortsauflösung erreicht werden kann.

1.4.3 Reflexion und Brechung

An Grenzflächen, die in Relation zur Wellenlänge des eingestrahnten Ultraschalls groß sind, wird ein Teil der Schallenergie reflektiert, die übrige Energie durchdringt die Grenzfläche und wird gebrochen.

Reflexionsgesetz: Einfallender und reflektierter Strahl bilden mit dem Einfallslot gleiche Winkel. Lot und Strahlen liegen in einer Ebene.

Brechungsgesetz: Beim Eintritt einer Welle in ein dichteres bzw. dünneres Medium wird die Ausbreitungsrichtung zum Einfallslot hin bzw. vom Einfallslot weg gebrochen. Einfallender Strahl, Einfallslot und gebrochener Strahl liegen ebenfalls in einer Ebene (Einfallsebene).

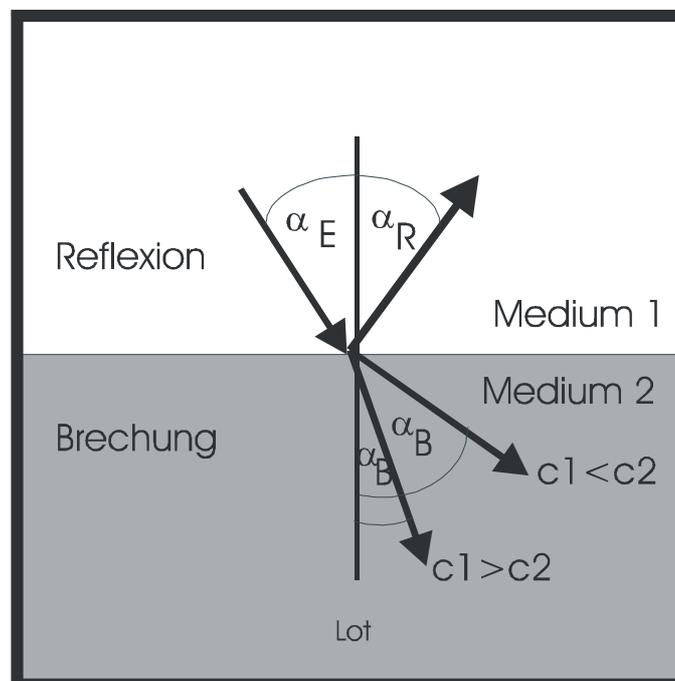


Abbildung 1: Brechung und Reflexion zwischen zwei Medien mit den Schallgeschwindigkeiten c_1 und c_2 . α_E = Einfallswinkel, α_R = Reflexionswinkel, α_B = Brechungswinkel. Für α_B gilt $\sin \alpha_E / \sin \alpha_B = c_1 / c_2$. Für α_R gilt: $\alpha_R = \alpha_E$ (nach Klews [22])

Wenn der Ultraschall aus einem Medium mit höherer Schallgeschwindigkeit in ein Medium mit geringerer Schallgeschwindigkeit übertritt, erfolgt die Brechung in Richtung zum Lot hin, das auf der Grenzfläche errichtet wurde. Im umgekehrten Fall erfolgt die Brechung vom Lot weg, d.h. der Transmissionswinkel α_T ist größer als der Einfallswinkel α_E (Abb.1). Die Intensitäten des transmittierten und reflektierten Schalls sind abhängig vom Einfallswinkel und der Impedanz der beiden aneinander grenzenden Medien. Je größer der Impedanzunterschied und der Einfallswinkel sind, desto höher ist die Intensität des reflektierten Anteils (detaillierte Darstellung durch Klews [22])

1.4.4 Streuung, Interferenz und Beugung

Streuung: Sobald eine Schallwelle auf ein Hindernis trifft, d.h. auf eine Stelle, an der die Homogenität des durchdrungenen Mediums unterbrochen ist, sendet dieses Hindernis eine Streuwelle aus.

Interferenz: Von mehreren Quellen ausgehende Wellen löschen sich teilweise aus bzw. überlagern sich.

Beugung: Trifft eine Welle auf eine Öffnung oder auf ein Hindernis in der Größenordnung der Wellenlänge, so weicht ein Teil der Energie der Welle von der geradlinigen Ausbreitungsrichtung ab; die Welle wird gebeugt.

An Grenzflächen, deren Ausdehnung kleiner ist als die Wellenlänge des eingestrahnten Ultraschalls, tritt Streuung auf. Die Streuung erfolgt ungerichtet in alle Raumrichtungen mit geringer Bevorzugung der Rückstreuung. Die Signalintensität der gestreuten Ultraschallechos ist erheblich geringer als diejenige reflektierter bzw. gebrochener Ultraschallechos. Die Streuung ist wesentlich für die farbkodierte Duplexsonographie, da die für das Dopplersignal verantwortlichen bewegten Blutkörperchen aufgrund ihrer Größe (Erythrozyt 2-7 μm) ausschließlich Streuechos bewirken. Die Intensität dieser Echos ist proportional zur 4. Potenz der Schallfrequenz [1]

$$I \sim f^4.$$

Schallwellen, die von unterschiedlichen Schallquellen ausgehen, wobei als Schallquelle auch Grenzflächen gelten, an denen Streuung oder Brechung stattfindet, führen zur Interferenz, d.h. die Wellen überlagern sich. Die entsprechenden Amplituden werden addiert, wobei es in Abhängigkeit von der Wellenphase zu einer Verstärkung oder Abschwächung der Signalintensität kommen kann.

Die Beugung beschreibt den Sonderfall einer nicht geradlinigen Schallausbreitung, entsprechend dem Huygens'schen Prinzip. Hiernach kann jeder Punkt, der von einer Welle erreicht wird, gleichzeitig als Ausgangspunkt einer neuen Elementarwelle angesehen werden, die sich kugelförmig um diesen Punkt ausbreitet. Die tangierende Hüllfläche aller dieser Elementarwellen ergibt die neue Wellenfläche.

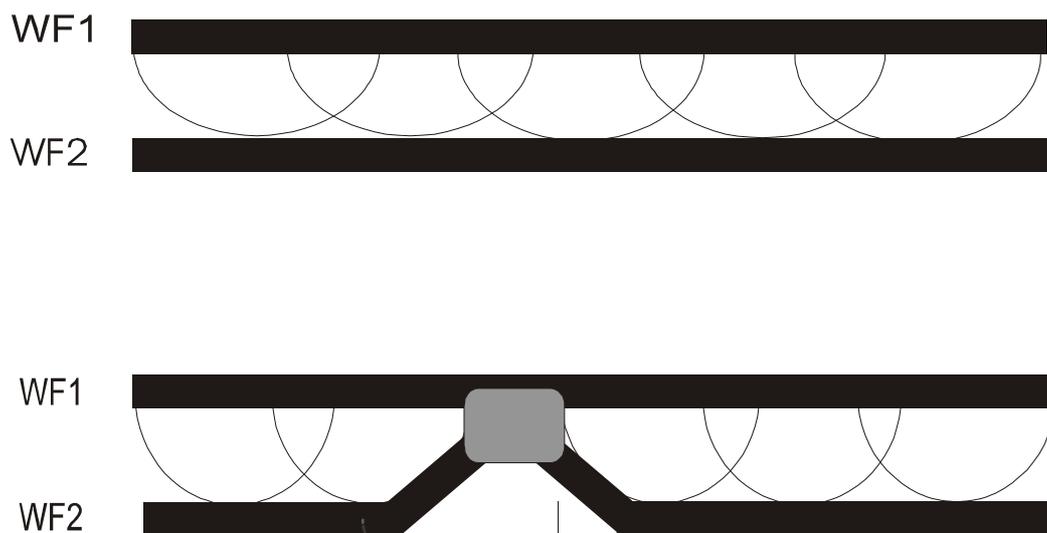


Abbildung 2: Schematische Darstellung einer ebenen Welle und des Beugungseffektes um ein Hindernis (grau) bei Beschreibung einer Wellenfront WF 2 als Summe multipler kugelförmiger Elementarwellen, die von der Wellenfront WF 1 ausgehen (**Huygens'sches Prinzip**).[29].

Beugung und Interferenz führen zu einer Ultraschallausbreitung auch hinter Strukturen, die zu einer vollständigen Schallabsorption oder Reflexion führen (Abb.2). Reflexion und Streuung sind die wesentlichen Faktoren zur Darstellung der Gewebemorphologie und der Organgrenzen in der Sonographie.

1.4.5 Dopplereffekt

Der Dopplereffekt wurde 1843 von C. Doppler beschrieben [10]. Hiernach ist die beobachtete Wellenlänge des Schalls abhängig von der Bewegung der Schallquelle und der des Beobachters. Entfernt sich die Schallquelle, wird die Schallfrequenz gegenüber der abgegebenen Frequenz $[f_0]$ um die Dopplerfrequenzverschiebung $[f_D]$ erniedrigt, im umgekehrten Falle erhöht. Bei bekannter Sendefrequenz kann man nach der Dopplergleichung

$$f_D = f_0 v \cos \alpha / c$$

f_D = Dopplerfrequenzverschiebung

f_0 = Sendefrequenz des Schallkopfes

v = Bewegungsgeschwindigkeit

c = Schallgeschwindigkeit (1540m/ s)

α = Winkel zwischen der Ausbreitungsgeschwindigkeit des Schalls und der Richtung des Flusses (Dopplerwinkel)

auf die Bewegungsrichtung und Geschwindigkeit der Schallquelle schließen.

Bei der Ultraschalldiagnostik von Gefäßen ist als Besonderheit zu berücksichtigen, dass Flussraten von Blutkörperchen gemessen werden, indem Schallwellen empfangen werden, die von diesen Blutkörperchen zurückgestreut werden. Das bedeutet, dass bewegte Blutkörperchen zunächst als bewegte Empfänger wirken, danach als bewegte Sender und der Dopplereffekt somit zweimal auftritt. Für diesen Sonderfall kann die Dopplergleichung näherungsweise (exakte Ableitung siehe Wells [59]) wie folgt abgeändert werden:

$$f_D = 2 f_0 v \cos \alpha / c.$$

1.4.6 Pulsrepetitionsfrequenz, Nyquist-Theorem und Alias-Phänomen

Die Eindeutigkeit des Ortes eines Gefäßes oder Organs ist nur gegeben, wenn die Signale aus dem Bereich der maximalen Eindringtiefe den Empfänger erreichen, bevor der nächste Sendeimpuls abgegeben wird.

Pulsrepetitionsfrequenz: f_{PRF} : Häufigkeit der Sendepulse pro Sekunde.

Nyquist-Theorem: Beziehung zwischen Abtastfrequenz (f) bzw. Pulsrepetitionsfrequenz und der höchsten darzustellenden Dopplerfrequenz. Mathematisch lässt sich diese Beziehung als

$$f_{\text{PRF}} = 2f_{\text{max}} \text{ oder } f_{\text{max}} = \frac{1}{2} f_{\text{PRF}}$$

beschreiben, wobei der Messbereich sowohl positive (Vorfluss-) wie negative (Rückfluss-) Frequenzen gleichermaßen erfasst und somit beispielsweise von $+ \frac{1}{2} f_{\text{PRF}}$ bis $- \frac{1}{2} f_{\text{PRF}}$ reichen kann.

Damit sind dem gepulsten Ultraschall bei der Messung hoher Frequenzen physikalische Grenzen gesetzt, welche abhängig von der Pulsrepetitionsfrequenz, bzw. der für die Untersuchung notwendigen Eindringtiefe sind.

Aliasing: Probleme mit dem Abtasttheorem treten vor allem bei Untersuchungen stenosierender Gefäßprozesse (hohe f_{max}) in großer Eindringtiefe (geringe f_{PRF}) z.B. bei Nierenarterienstenosen auf.

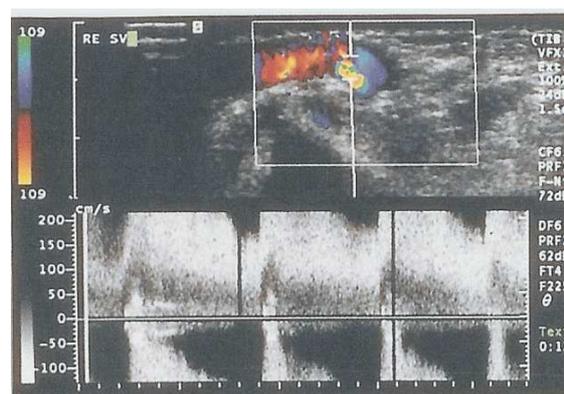


Abbildung 3: Aliasing bei einem monophasischen Strömungsgeschwindigkeitspuls[20]

In einer solchen Untersuchungssituation ist aufgrund der langen Laufzeit der Ultraschallwelle zu dem zu untersuchenden Gefäß zur Herstellung der Ortseindeutigkeit eine relativ niedrige Pulsrepetitionsfrequenz nötig. Damit wird die Möglichkeit zur Messung hoher Dopplerfrequenzen bzw. hoher Geschwindigkeiten

deutlich eingeschränkt. Bei Überschreiten der Bedingungen des Abtasttheorems, d.h. wenn die zu messende maximale Frequenz $f_{\max.} > 1/2 f_{\text{PRF}}$ bzw. $< 2f_{\max.}$ ist, kann $f_{\max.}$ nicht mehr eindeutig gemessen werden. Bei der graphischen Darstellung ist dies daran zu erkennen, dass der Gipfel des Dopplerfrequenzspektrums auf der positiven Seite der Nulllinie abgeschnitten wird und dieser Kurventeil auf der negativen Seite der Nulllinie am unteren Bildrand erscheint [20].

1.5 Sonographische Untersuchungsverfahren

1.5.1 Der Pulsechozyklus

Basis eines jeden zweidimensionalen Ultraschallbildes ist der sog. Pulsechozyklus. Er beschreibt die Ausbreitung einer vom Schallkopf ausgesandten Ultraschallwelle im Gewebe bis zum Empfang der Ultraschallechos durch den Schallkopf. Ausgangspunkt des Schallimpulses ist ein piezoelektrisches Element, d.h. ein Kristall (z. B. Quarz), welcher bei mechanischer Deformierung eine elektrische Spannung erzeugt (piezoelektrischer Effekt), bzw. welcher beim Anlegen einer elektrischen Wechselfspannung zu mechanischen Schwingungen angeregt wird (reziproker piezoelektrischer Effekt). Damit die von einem in Schwingung versetzten piezoelektrischen Element ausgehenden Druckänderungen sich als Longitudinalwelle in das Gewebe fortsetzen können, muss wegen der starken Impedanzunterschiede zwischen Luft und Gewebe eine Ankopplung des Piezoelements an die Hautoberfläche mit einem Kontaktgel, das gewebeähnliche Schalleigenschaften aufweist, erfolgen. Durch die vorbeschriebenen physikalischen Effekte auf die Schallwelle während ihrer Ausbreitung im Gewebe, insbesondere Reflexion und Streuung, entstehen teilweise Schallwellen, die der ursprünglichen Schallausbreitungsrichtung entgegenlaufen. Diese können vom Schallkopf als Echo empfangen werden, wobei die Piezoelemente des Schallkopfes als Drucksensoren wirken. Durch den piezoelektrischen Effekt entsteht eine elektrische Spannung, deren Höhe proportional zur Amplitude des empfangenen Ultraschallechos ist.

1.5.2 A-Bild-Sonographie

Trägt man die Amplitude des empfangenen Echos nach Aussendung eines einzelnen Ultraschallimpulses längs der Zeitachse auf, erhält man das sog. A-Mode-Bild (Amplitudenmodus). Aus der Laufzeit des empfangenen Ultraschallimpulses und der Schallgeschwindigkeit (1540 m/s) wird auf die Tiefe geschlossen, aus der die Echos kommen. Damit diese Tiefenbestimmung eine eindeutige Ortszuordnung der Echos ergibt, muss nach der Aussendung eines kurzzeitigen Ultraschallimpulses ein Empfangsintervall eingeschaltet sein, das lang genug ist, um auch Signale aus der größten erreichbaren Tiefe zu empfangen. Signale, die aufgrund ihrer geringen Intensität im Hintergrundrauschen untergehen, werden dabei vernachlässigt. Wegen des Zusammenhangs zwischen der Schallabsorption und der eingesetzten Ultraschallfrequenz ist die maximale Eindringtiefe und damit die Dauer des Empfangsintervalls zwischen 2 aufeinander folgenden Ultraschallimpulsen von der eingesetzten Ultraschallfrequenz abhängig.

1.5.3 B-Bildsonographie

B-Bild-Sonographie (Brightness-Mode oder Helligkeitsmodus): Reflektierte Ultraschallimpulse werden entsprechend ihrer Intensität in unterschiedlich hellen Bildpunkten auf dem Bildschirm dargestellt.



Abbildung 4: Darstellung der Leber mit der B-Bildsonographie.

Schallwellen werden fächerförmig oder linear in das Gewebe eingestrahlt, nach ihrer Reflexion im Gewebe wieder empfangen und entsprechend ihrem zeitlichen Eintreffen Zeile für Zeile aneinandergereiht. Das Schnittbild ist zweidimensional mit ca. 120 Bildzeilen aufgebaut. Es erfolgt dann eine elektronische Verarbeitung der unterschiedlichen Echointensitäten zu Bildpunkten unterschiedlicher Dichte. Dadurch entstehen Helligkeits- oder „Grauwert“-Stufen [47].

1.5.4 CW-Dopplersonographie

CW-Dopplersonographie (continuous wave): kontinuierliche Ausstrahlung von Ultraschallwellen mit einem piezoelektrischen Kristall und kontinuierlicher Empfang der Echos mit einem zweiten piezoelektrischen Kristall. Das empfangene Ultraschallecho wird bei der CW- Dopplersonographie kontinuierlich verändert.

Es ist die einfachste in der Klinik eingesetzte Form der Doppleruntersuchung.



Abbildung 5: Darstellung eines Flussmustersignals mit der CW-Dopplersonographie

1.5.5 PW-Dopplersonographie

PW-Doppler (pulsed wave): die Form der Dopplersonographie arbeitet mit einem einzigen Kristall, welcher sich abwechselnd im Sende- und Empfangsbetrieb befindet. Entsprechend der Zeitverzögerung zwischen Aussenden eines Wellenpaketes und Umschalten auf Empfang kann über die Laufzeit des Ultraschalls eine Tiefenzuordnung der Strömungsinformation erfolgen.

Vor Aussenden des nächsten Schallimpulses muss das Eintreffen des reflektierten Echos des ersten Impulses abgewartet werden, da sonst eine Tiefenzuordnung nicht möglich ist. Liegt die Empfangsregion in großer Tiefe, muss eine entsprechend längere Zeitverzögerung zwischen Sende- und Empfangsbetrieb gewählt werden. Die Anzahl der Schallimpulse pro Zeiteinheit wird geringer, die Pulsrepetitionsrate (pulse repetition frequency) erniedrigt sich.

Das Sample Volume (SV) bezeichnet die räumliche Ausdehnung der Empfangsregion. Im PW-Betrieb kann neben der Empfangstiefe auch die Ausdehnung der Region, aus welcher die Strömungsinformation stammt, variiert werden.

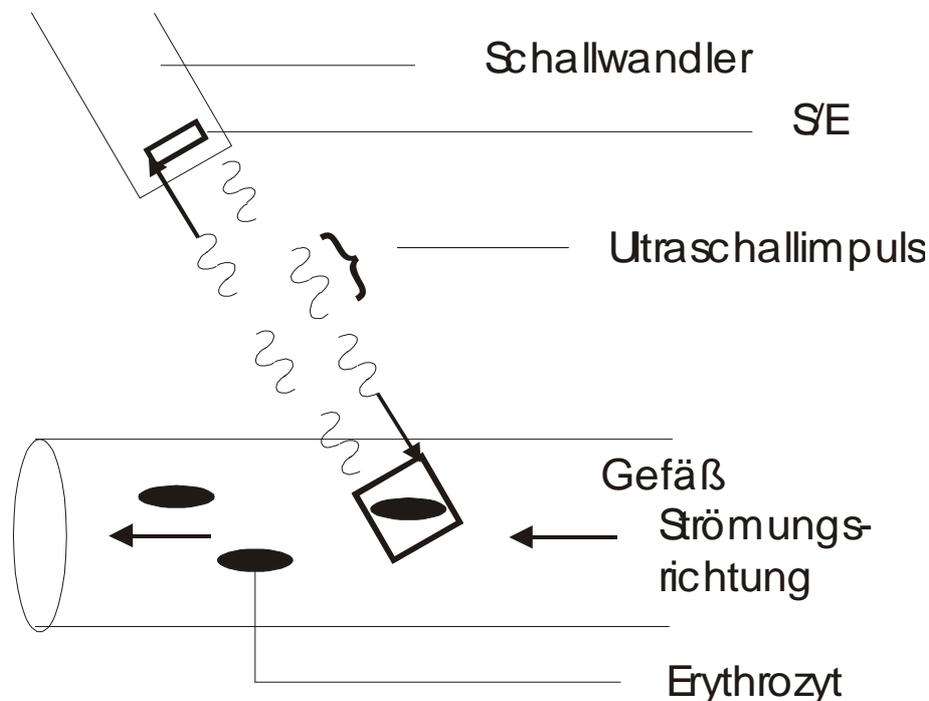


Abbildung 6: Prinzip des PW-Dopplers. S/E=Sende- und Empfangselement. Die Strömungsinformation wird aus einer räumlich abgegrenzten Region (SV=Sample Volume) empfangen, die sich in einer bestimmten Tiefe befindet.

Der Vorteil des PW-Dopplers ist die Tiefenselektivität. Nachteilig hierbei ist jedoch die Begrenzung der korrekt erfassbaren Maximalgeschwindigkeit. Dies besagt das Nyquist-Theorem, siehe hierzu auch 1.4.6.

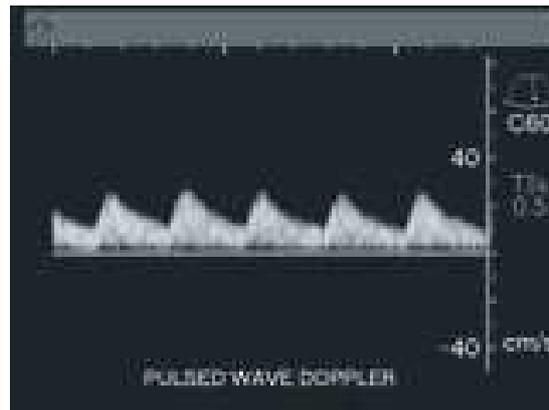


Abbildung 7: Darstellung eines PW-Dopplerbildes

1.5.6 Duplexsonographie

Bei der farbkodierten Duplexsonographie werden die beiden zuvor genannten Verfahren (B-Bild-Sonographie und PW-Dopplersonographie) zur Darstellung eines zweidimensionalen B- Bild-Sonogramms mit überlagerter Strömungsinformation kombiniert. Als Dopplerverfahren wird ein PW- Doppler mit multiplen sample volumes verwendet. Die Darstellung der Strömungsinformation erfolgt hinsichtlich der Richtung und Geschwindigkeit oder hinsichtlich der Energie des reflektierten Signales.

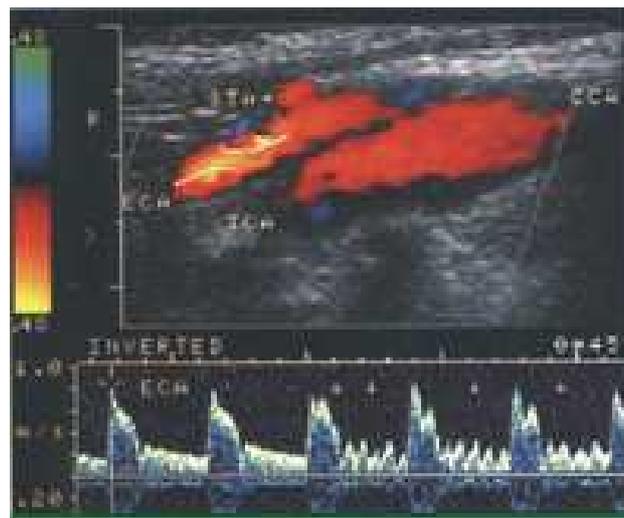


Abbildung 8: Darstellung eines duplexsonographischen Bildes mit den zwei Komponenten B-Bild und PW-Dopplerbild.

Die Ermittlung der zweidimensionalen Strömungsverteilung ist mit einem erheblichen Rechenaufwand verbunden. Daher ist die Geschwindigkeit des Bildaufbaus wesentlich geringer als bei Schwarzweiß-Bildern und somit die Anzahl der Bilder pro Zeiteinheit (Frame Rate, FR) geringer. Die Geschwindigkeit des Farbbildaufbaus ist stark abhängig von der Größe des Farbsektors. Insbesondere Verbreiterungen des Farbsektors führen zu einer erheblichen Verlangsamung des Bildaufbaus. Erweiterungen des Farbsektors in die Tiefe ohne Änderung der horizontalen Ausdehnung sind dagegen von weniger starker Auswirkung.

Ebenso wie bei anderen gepulsten Dopplerverfahren kann auch bei der farbkodierten Duplexsonographie Aliasing auftreten [23] [58].

1.6 Gerätetechnik

1.6.1 Schallköpfe

Der Schallkopf eines Ultraschallgerätes enthält ein oder mehrere Schallkopfelemente, welche die Ultraschall-Impulse aussenden und die Echos beim Scannen wieder empfangen. Jeder Schallkopf ist auf eine ganz besondere Tiefe fokussiert. Der ausgesendete Schallstrahl des Ultraschalls variiert in Form und Größe und hängt vom Schallkopftyp und vom Generator ab. Bei der klinisch angewandten Sonographie bzw. Farbduplexsonographie unterscheidet man drei verschiedene Schallkopftypen sowie mechanische und elektronische Systeme.

Linearscanner erzeugen ein viereckiges Schnittbild durch parallele Abtastung des Gewebes in Zeilen bei linearer Anordnung von bis zu 512 Wandlerelementen.

Konvexscanner (Curved-array-Scanner) funktionieren wie Linearscanner, jedoch sind die Wandlerelemente auf der konvexen Auflagefläche angeordnet. Dadurch entsteht ein breites Schallfeld in der Tiefe bei kleiner Auflagefläche.

Bei Sektorscannern drehen sich die Wandlerelemente entweder mechanisch (radiale Schallausbreitung) oder die Wandlerelemente werden elektronisch phasenverschoben angeregt (sektorförmiges Schnittbild).

Bei mechanischen Systemen handelt es sich entweder um Einkristall-Schallköpfe oder Annular-array-Schallköpfe mit ringförmig angeordneten Piezoelementen. Das

Schallfeld wird durch oszillierende Bewegung des Kristalls erzeugt und ist sektorförmig. Ein simultaner Echtzeit-Betrieb von B-Bild und Dopplermodus ist dabei nicht möglich.

Die Piezoelemente bei elektronischen Schallköpfen sind nebeneinander angeordnet. Abhängig vom Schallkopftyp liegt die Zahl der Kristalle zwischen 64 und 256.

Hier besteht die Möglichkeit eines Simultanbetriebes von B- Bild und Dopplermodus. Häufig kann der gleiche Schallkopf sowohl im B-Bild als auch im Dopplermodus mit unterschiedlichen Arbeitsfrequenzen betrieben werden.

1.7 *Hämodynamik des arteriellen Gefäßsystems*

1.7.1 Aufgaben des arteriellen Gefäßsystems

Das arterielle Gefäß-System erfüllt zwei wesentliche Aufgaben. Eine Aufgabe ist es, die vom Herzen ausschließlich systolisch erzeugte Druckentwicklung und Volumenverschiebung in einen kontinuierlichen systolischen/diastolischen Druckverlauf und Volumentransport umzuwandeln. Diese Aufgabe wird durch die elastischen Wandeigenschaften der arteriellen Gefäße des Körperstammes bewerkstelligt und als Windkesselfunktion bezeichnet. Dieser allgemeinen, im Dienste des Gesamtkreislaufsystems stehenden Aufgabe steht die spezielle Aufgabe eines jeden arteriellen Gefäßes, als Transportgefäß das zugehörige Organ mit der aktuell notwendigen Menge Blut zu versorgen, gegenüber [20].

1.7.2 Flussrate und peripherer Widerstand

Die Menge Blut, die pro Zeiteinheit durch ein Gefäß zu einem Organ fließt, wird als lokale Volumenstromstärke (Flussrate) I_{lok} bezeichnet und in der Einheit [ml/s] oder [ml/min] angegeben. Ihre Anpassung an den jeweiligen Funktionszustand eines Organs erfolgt über die Änderung des lokalen peripheren Widerstandes R_{lok} , der im wesentlichen durch die Arteriolen und präkapillaren Sphinkteren des zu

versorgenden Organs bestimmt wird. Bei hohem Bedarf sind diese Sphinkteren weitgestellt und ermöglichen einen hohen Einstrom aus der Versorgungsarterie in das zugehörige Kapillarbett. Ist der Bedarf niedrig, wird durch eine Engstellung der Zufluss aus den Arterien gedrosselt.

Die Beziehung zwischen lokalem Zustrom und peripherem Widerstand beschreibt das Ohmsche Gesetz:

$$I_{\text{lok}} = \Delta P_{\text{systemisch}} / R_{\text{lok}}$$

Die lokale Flussrate I_{lok} ist direkt proportional zu $\Delta P_{\text{systemisch}}$, der Differenz zwischen dem mittleren Aortendruck und dem Druck im rechten Vorhof und umgekehrt proportional zum lokalen peripheren Widerstand R_{lok} .

Da Blut wie jede Flüssigkeit inkompressibel ist und der Blutstrom in einem intakten arteriellen Gefäß nicht abreißen kann, findet sich in jedem kompletten Querschnitt des Kreislaufsystems in beliebiger Entfernung von der Aortenklappe dieselbe Volumenstromstärke. Dies gilt sowohl für die lokale Volumenstromstärke in einem Versorgungsgefäß mit Verzweigungen als auch für ein einzelnes unverzweigtes Gefäß. Diese Gesetzmäßigkeit wird **Kontinuitätsgleichung** genannt [20].

1.7.3 Arterieller Blutdruck

Wie im Ohmschen Gesetz formuliert, lässt sich die hämodynamische Situation eines arteriellen Gefäßes neben der Volumenstromstärke durch den Blutdruck charakterisieren. Systolischer und diastolischer Blutdruck sind im arteriellen Gefäßsystem im Gegensatz zur Volumenstromstärke nicht überall gleich. So zeigt der systolische Blutdruck mit zunehmender Entfernung von der Aortenklappe einen deutlichen Anstieg, während der diastolische leicht absinkt. Die Blutdruckamplitude, die Differenz zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck, nimmt zu. Dieses Phänomen wird als systolische Amplitudenerhöhung bezeichnet und beruht auf der Zunahme des Wellenwiderstandes in peripherer Richtung.

1.7.4 Strömungsgeschwindigkeit

Während nach der Kontinuitätsgleichung die Flussrate (Volumenstromstärke) [I] in einer bestimmten Kreislauftsituation überall im Längsverlauf eines

Kreislaufabschnittes mit seinen Verzweigungen oder im Verlauf eines einzelnen unverzweigten Gefäßes konstant ist, ändert sich die Strömungsgeschwindigkeit [v] in Abhängigkeit vom Gefäßquerschnitt [A] nach der Gleichung:

$$I = A_1 \cdot v_1 = A_2 \cdot v_2 = \dots = A_n \cdot v_n = \text{konstant}$$

(Kontinuitätsgleichung)

Die Strömungsgeschwindigkeit wird deswegen bei Gefäßverengungen größer und bei Gefäßerweiterungen kleiner.

1.7.5 Flussrate und Widerstandsindices

Zur quantitativen Analyse des Frequenzspektrums eines Dopplersignales können folgende Kriterien erfasst werden:

Flussrate: Diese setzt sich zusammen aus der maximalen systolischen Geschwindigkeit und der maximalen enddiastolischen Geschwindigkeit und wird ermittelt, indem durch den Untersucher ein Dopplersignal manuell umfahren sowie die Weite des dargestellten Gefäßes manuell eingestellt wird. Daraufhin errechnet das Duplexsonographiegerät automatisch die mittlere Flussrate in ml/ min. Die Kenntnis der Flussrate ist v. a. in der Diagnostik eines akuten Abdomens bzw. einer Darmischämie von großer Bedeutung. Hierzu ist allerdings vor allem die Kenntnis des Dopplerwinkels α erforderlich. In großen Gefäßen lässt sich dieser Winkel in der Regel mit hinreichender Genauigkeit messen, in kleineren peripheren Gefäßen dagegen ist die Winkelbestimmung höchst unsicher.

Aus der peripheren Gefäßdiagnostik sind hierbei zwei Parameter zur Beschreibung arterieller Flusssignale bekannt, die mit dem peripheren Gefäßwiderstand korrelieren [18].

Pulsatilitäts-Index (PI): der Pulsatilitäts-Index vergleicht die Differenz zwischen der maximalen und der minimalen Strömungsgeschwindigkeit eines Herzzyklus mit der über die Zeit gemittelten Geschwindigkeit [v_m].

Zur semiquantitativen Auswertung arterieller Dopplerfrequenzspektren gehört der Resistant-Index und der Pulsatilitäts-Index. Vorteil der Bestimmung des PI ist, dass die Errechnung der Verhältniszahlen unabhängig vom Sondenwinkel und vom Energieverlust der in das Gewebe ausgesendeten Ultraschallwellen ist [20].

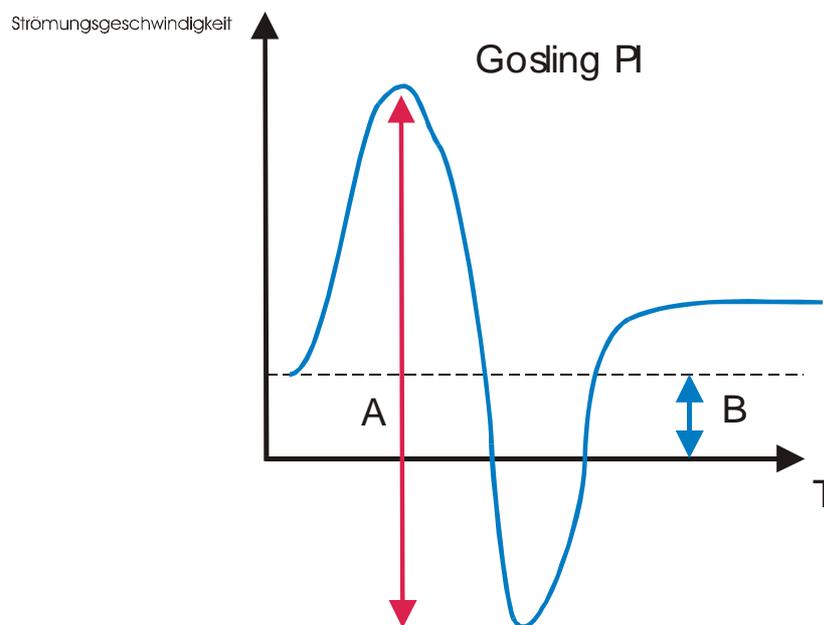


Abbildung 9: der Pulsatilitätsindex nach Gosling: $PI = A/B$ [24]

Resistant-Index (RI): Beim Resistant-Index wird die Differenz zwischen der maximalen systolischen Geschwindigkeit v_{maxsyst} und der maximalen enddiastolischen Strömungsgeschwindigkeit $v_{\text{maxenddiast}}$ mit der maximalen systolischen Strömungsgeschwindigkeit ins Verhältnis gesetzt (Quotient).

Beide Indices werten die Hüllkurve (ein Signal) des Dopplerspektrums aus. Für beide Indices wird die Differenz zwischen der maximalen systolischen Dopplerfrequenzverschiebung und der minimalen diastolischen Frequenzverschiebung benötigt. Diese wird durch die maximale (RI) bzw. mittlere (PI) Dopplerfrequenzverschiebung geteilt.

PI und RI sind im klinischen Alltag häufig verwendete Indices im Bereich der Gynäkologie, der Transplantationsmedizin und auf dem Gebiet der Diagnostik von Cerebralarterien.

1.8 Anatomie der Abdominalgefäße

Die Bauchorgane und der Gastrointestinaltrakt werden hauptsächlich über die 3 unpaaren visceralen Äste der Aorta abdominalis mit Blut versorgt: Der Truncus coeliacus, die A. mesenterica superior sowie die A. mesenterica inferior. Sie entwickeln sich aus einem ursprünglich paarigen, strickleiterartig angelegten System durch partielle Fusion und Rückbildung der embryonalen Segmentarterien [3].

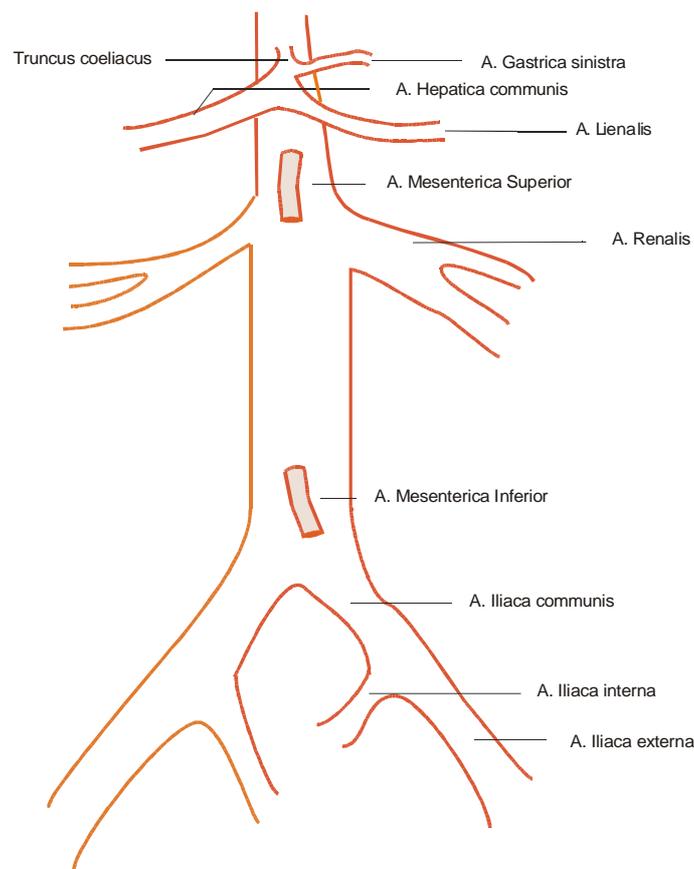


Abbildung 10: Darstellung der Aorta abdominalis und ihrer Abgänge

1.8.1 Anatomie und Normvarianten der A. mesenterica superior

Die Arteria mesenterica superior entspringt als starkes unpaares Gefäß unmittelbar unterhalb des Truncus coeliacus und verläuft zunächst hinter dem Pankreas. Am Unterrand der Bauchspeicheldrüse tritt sie zwischen die beiden Blätter des Mesenteriums ein und überkreuzt die Pars horizontalis des Duodenum. Die A.

mesenterica superior gibt zahlreiche Äste ab, die den distalen Abschnitt des Duodenums, das gesamte Jejunum und Ileum sowie den Dickdarm bis etwa zum zweiten Drittel des Colon transversum mit Blut versorgen. Während die Gefäße zum Jejunum und Ileum nach links abgehen, entspringen die zum unteren Teil des Duodenums und zum Dickdarm abgehenden Arterien von der rechten Seite des Gefäßes [3]. Der Gefäßdurchmesser beträgt 5-7mm. Wichtige Anastomosen finden sich ventral der Bauchspeicheldrüse über die A. pancreaticoduodenalis inferior bzw. superior zum Truncus coeliacus sowie über die nach rechts abgehende A. colica media und die A. colica sinistra mit dem Stromgebiet der A. mesenterica inferior (Riolan-Anastomose).

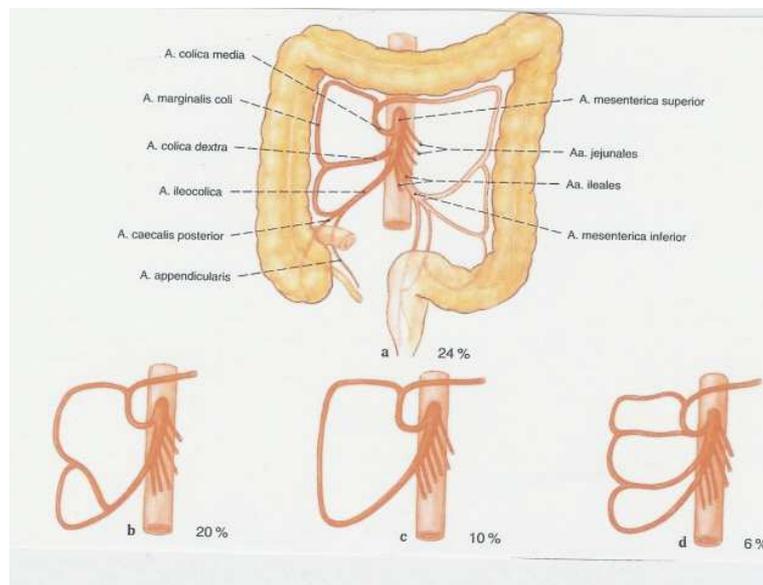


Abbildung 11: Variabilität der Äste der A. Mesenterica superior zum Dickdarm. Die Zahlen geben die Häufigkeit an [54].

- a) drei Äste aus der A. mesenterica zum Kolon, "Lehrbuchfall",
- b) A. ileocolica und A. colica dextra mit gemeinsamem Stamm
- c) nur zwei Äste aus der A. mesenterica, eine A. colica fehlt,
- d) A. Colica dextra doppelt ausgebildet.

1.8.2 Anatomie und Normvarianten des Tr. Coeliacus

Die dreiteilige Oberbauchschlagader entspringt unmittelbar unter dem Hiatus des Zwerchfells und versorgt zusammen mit Ästen der A. mesenterica superior und

inferior die Oberbauchorgane und den Darm [3]. Der kurze, dicke Stamm des Truncus coeliacus teilt sich am oberen Rand des Pankreas in drei große Äste (deshalb früher: Tripus HALLERI):

- A. gastrica sinistra
- A. hepatica communis
- A. splenica (früher:A.lienalis)

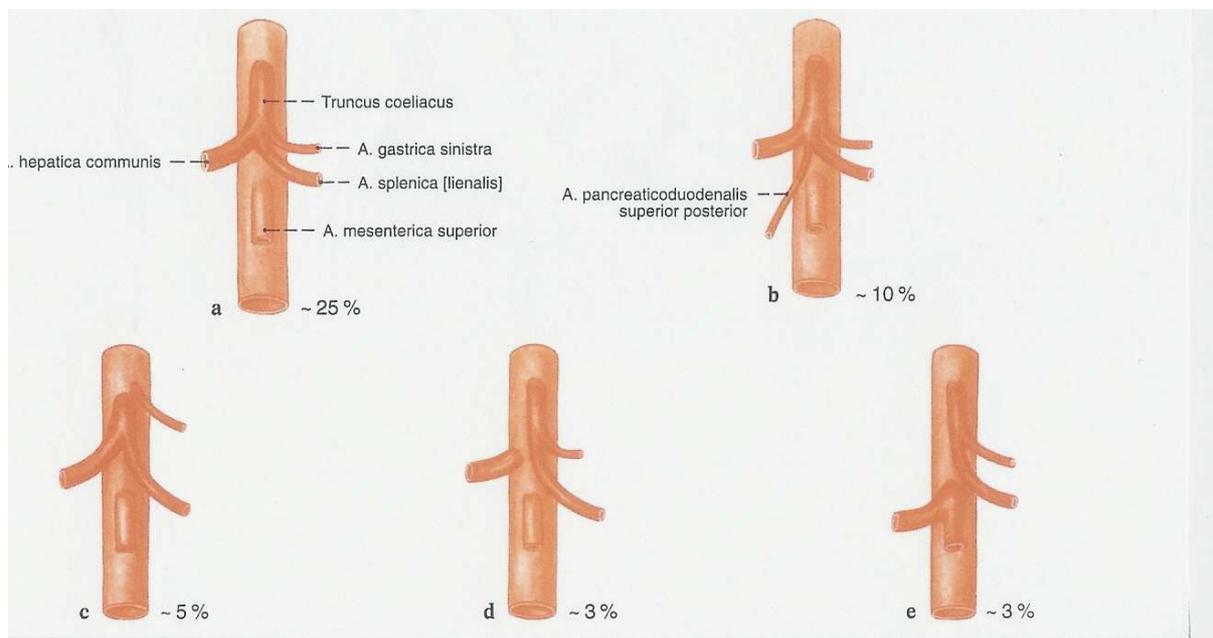


Abbildung 12:a-e Variabilität des Truncus coeliacus [54]

a) vollständiger Truncus (Truncus gastrohepatolienalis), Lehrbuchfall

b) Beispiel für Truncus coeliacus mit 4 Ästen

c) zweiästiger Truncus (Truncus hepatosplenicus)

d) zweiästiger Truncus (Truncus gastrosplenicus)

e) A. hepatica communis bildet einen gemeinsamen Stamm mit der A. mesenterica superior

2 MATERIAL UND METHODIK

2.1 Probandeneinschlusskriterien und Studiendesign

Innerhalb eines Zeitraumes von sechs Monaten wurden 81 Probanden (42 männlich, 39 weiblich; Range: 18-42 Jahre) an zwei aufeinanderfolgenden Tagen duplexsonographisch untersucht. Voraussetzung für die Untersuchung war eine vorangegangene Nüchternphase von mindestens acht Stunden sowie die körperliche Gesundheit [37] der Probanden, um die gemessenen Werte als Standardwerte verwenden zu können.

Die Personen wurden alle in Rückenlage nach einer durchschnittlichen Ruhezeit von 15 min untersucht.

Bei allen Probanden wurden Flussraten, PI und RI jeweils dreimal hintereinander an den beiden aufeinanderfolgenden Versuchstagen gemessen. Bei insgesamt 67 Probanden konnten suffiziente Daten der A. mesenterica superior und bei 60 Probanden Daten des Truncus coeliacus erhoben werden. Bei den übrigen Probanden waren die Gefäße nicht ausreichend darstellbar, kein ausreichendes Dopplersignal zu erlangen oder keine suffizienten Messungen an den beiden Versuchstagen möglich.

Keiner der untersuchten Probanden zeigte eine Normvariante der Gefäßverläufe.

2.1.1 Probandenfragebogen

Im Rahmen der Messungen wurden anhand eines Fragebogens Alter, Größe und Gewicht der Probanden ermittelt. Anschließend wurde der BMI (body mass index) errechnet. Zusätzlich wurden Blutdruck und Herzfrequenz zu Beginn der Untersuchung an beiden Tagen gemessen. Ebenso wurde jeder Proband zu Medikamenteneinnahme und Nikotinverhalten befragt. Diese Parameter wurden bei der Auswertung im Bezug auf Änderung der gemessenen duplexsonographischen Daten berücksichtigt.

2.2 Untersuchungstechnik

2.2.1 Auswahl der Schnittebenen

Bei der Untersuchung der Parameter der A. mesenterica superior wurde zunächst die Aorta im Oberbauchlängsschnitt aufgesucht. Die Geräteeinstellung wurde bei der duplexsonographischen Messung auf das Aortenspektrum optimiert. Die Intensität des Doppler-Signals wurde bei der A. mesenterica superior aufgrund ihrer Nähe zum Schallkopf etwas herabgeregelt.

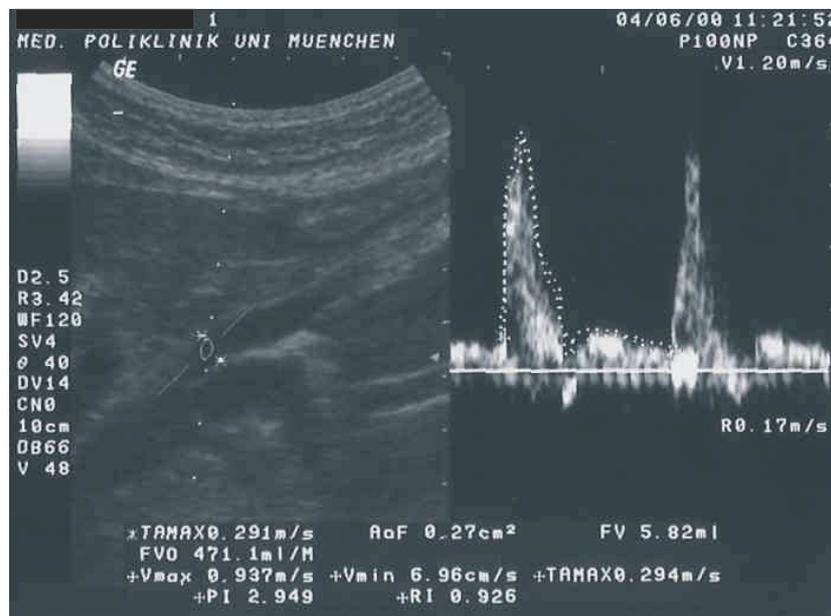


Abbildung 13: Darstellung der A. mesenterica superior im Oberbauchlängsschnitt mit dem dazugehörigen Dopplersignal (eigene Messung)

Anschließend wurde der Truncus coeliacus im medianen Oberbauchquerschnitt dargestellt. Der Schallsektor wurde entweder senkrecht oder in einer leichten Ausrichtung nach kranial positioniert. Die winkelkorrigierte Bestimmung der Flussrate sowie der Widerstands- und Pulsatilitäts-Indices war hier sowohl im Oberbauchquerschnitt als auch im Längsschnitt möglich, da der Truncus coeliacus häufig rechtwinklig aus der Aorta nach ventral abgeht und in beiden Schnittführungen einen günstigen Winkel zum Schallsektor und Dopplermessstrahl aufweist. In dieser Studie erfolgten die Messungen im Oberbauchlängsschnitt.

2.2.2 Farbduplexsonographiegerät

Die duplexsonographische Untersuchung der 81 Probanden wurde an einem digitalen Ultraschallsystem LOGIQ 400 MD der Firma Kranzbühler durchgeführt. Die Dopplerfrequenz dieses Gerätes betrug 2,5 MHz. Es wurde zunächst das zu untersuchende Gefäß im B-Mode-Real-Time-Modus aufgesucht. Die Signalanalyse startete mit der Applikation des Echosignalverstärkers. Für die signalverstärkten Untersuchungen kam eine spezielle Software zum Einsatz.



Abbildung 14: digitales Ultraschallsystem der Firma GE Medical Systems.

2.2.3 Schallkopf

Zur Untersuchung der abdominalen Gefäße wurde der Convexscanner **C364** mit einer Sendefrequenz von 3,3 MHz und einer Doppler-Frequenz von 2,5 MHz gewählt.

2.3 Messverfahren

2.3.1 Dopplerspektren

Die Dopplerspektren beider Gefäße unterscheiden sich voneinander. Das Dopplerspektrum der A. mesenterica superior ist im Normalfall laminar und zeigt ein

deutliches „frequenzfreies Fenster“. Bei allen untersuchten Personen findet sich ein schneller systolischer Anstieg des Dopplersignales mit einem unmittelbar steilen Abfall. Nach einer kleinen Inzisur mit einer häufig herzwärts gerichteten, inversen Flusskomponente findet sich diastolisch ein geringer Restfluss zwischen 10 und 30cm/s. Die durchschnittlichen Spitzengeschwindigkeiten des Blutflusses (V_{max}) in der A. mesenterica superior liegen beim nüchternen Patienten zwischen 100-180cm/s.

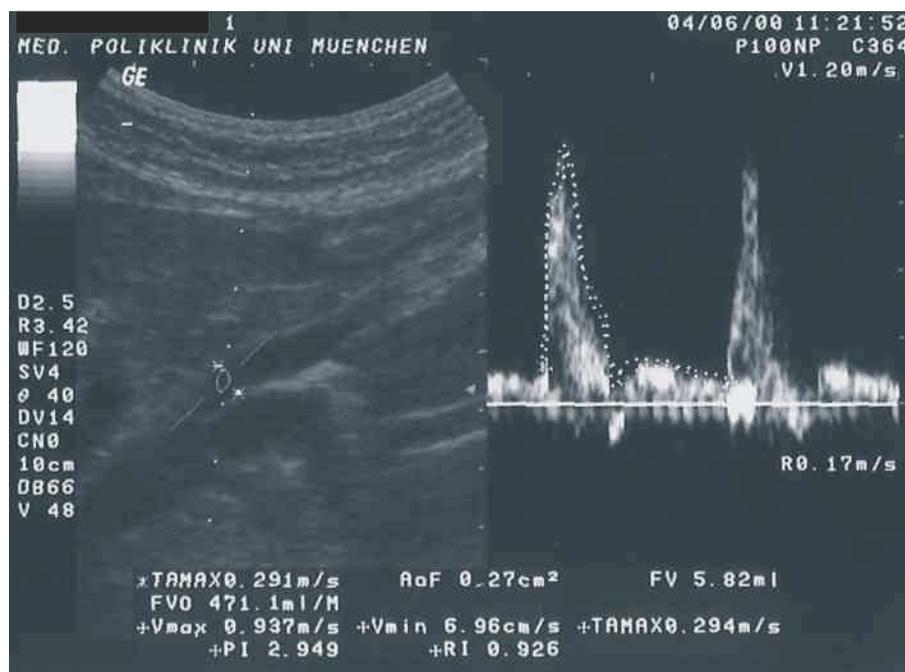


Abbildung 15: Darstellung der A. mesenterica superior im Oberbauchlängsschnitt mit dem dazugehörigen Dopplersignal (eigene Messung)

Das normale Dopplerspektrum des Truncus coeliacus zeigt auch diastolisch noch einen erheblichen Fluss („low resistance flow“). Es findet sich hier häufig ebenso ein frequenzfreies Fenster. Das Auftreten von niedrigeren Dopplerfrequenzen und Turbulenzen ist jedoch, insbesondere bei höheren Geschwindigkeiten sowie im Abgangs- und Gabelungsbereich, noch als Normalbefund zu bewerten. Die Spitzengeschwindigkeiten des Blutflusses (V_{max}) liegen beim Truncus coeliacus zwischen 100 und 230cm/s.

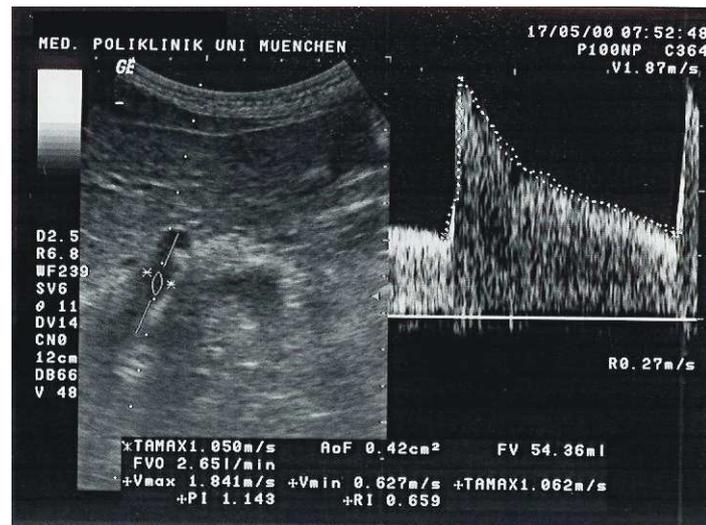


Abbildung 16: Darstellung des Truncus coeliacus im Oberbauchlängsschnitt mit dem dazugehörigen Dopplersignal (eigene Messung)

Die Dopplerkurve wurde solange eingestellt bis sie einwandfrei und ohne Hintergrundrauschen darstellbar war.

In- und Expiration erzeugen häufig Artefakte im Dopplerspektrum. Deshalb wurden die Probanden gebeten, die Luft während der Messung für kurze Zeit anzuhalten. Während dieses Zeitraumes konnten die Dopplerspektren in Atemmittellage respirationsunabhängig aufgezeichnet werden.

Zur Bestimmung eines Parameters wurden jeweils drei exakte Flussmuster pro Messung aufgezeichnet.

2.3.2 Messung der Flussrate

Nach Aufsuchen des Gefäßes mithilfe anatomischer Leitstrukturen (Aorta abdominalis) im B-Bild wurde die Registrierung des Dopplersignales hinzugeschaltet. Um das gesamte Verfahren zu standardisieren, wurden die Messungen in den beiden Gefäßen grundsätzlich 1cm distal des Abgangs aus der Aorta vorgenommen. Um die Flussrate zu messen wurde der zeitliche Verlauf der jeweiligen Kurve manuell nachgefahren (siehe auch Abbildung 15, Abbildung 16). Der Wert für die Flussrate wurde dann von der Software des Gerätes basierend auf der Hüllkurve selbst errechnet.

2.3.3 Messung des Resistant-Index

Jedes Gefäß besitzt ein typisches Doppler- Spektrum, das vom Gefäßbett sowie vom versorgten Gewebe bzw. vom Widerstand im nachgeschalteten Strombett abhängt. Eine semiquantitative Auswertung arterieller Dopplerfrequenzspektren erfolgt mithilfe der Messung des Resistant-Index. Er wird aus der oberen Hüllkurve oder aus der mittleren Strömungsgeschwindigkeit ermittelt (siehe hierzu auch 1.7.5). In der vorliegenden Studie erfolgte die Ermittlung durch die obere Hüllkurve, die wie oben beschrieben manuell erstellt wurde. Das Duplexsonographiegerät errechnet dann den Resistant-Index nach der Formel:

$$\text{Resistant-Index (RI) nach Pourcelot: RI} = \frac{S - D}{S}$$

$S = V \text{ max. systolisch}$

$D = V \text{ max. diastolisch}$

2.3.4 Messung des Pulsatility-Index

Der Pulsatilitäts-Index (Pulsatility-Index, PI) wurde wie folgt berechnet:

$$\text{Pulsatility-Index nach Gosling: PI} = \frac{V_{\text{max}_{\text{syst}}} + V_{\text{max}_{\text{diast}}}}{V_{\text{mittl}}}$$

$V_{\text{max}_{\text{syst}}} = \text{maximale Vorflussgeschwindigkeit}$

$V_{\text{max}_{\text{diast}}} = \text{maximale Rückflussgeschwindigkeit}$

$V_{\text{mittl.}} = \text{mittlere Flussrate}$

2.3.5 Winkeleinstellungen

Wichtig für die Standardisierbarkeit der Messungen war der Winkel und dessen Einstellung zwischen Schall und Gefäßachse. Nach der Dopplerformel wird die

Frequenz des reflektierten Ultraschallsignals proportional zum Kosinus des Winkels reduziert. Die Bestimmung dieses Winkels kann aus verschiedenen technisch-physikalischen Gründen schwierig sein [29].

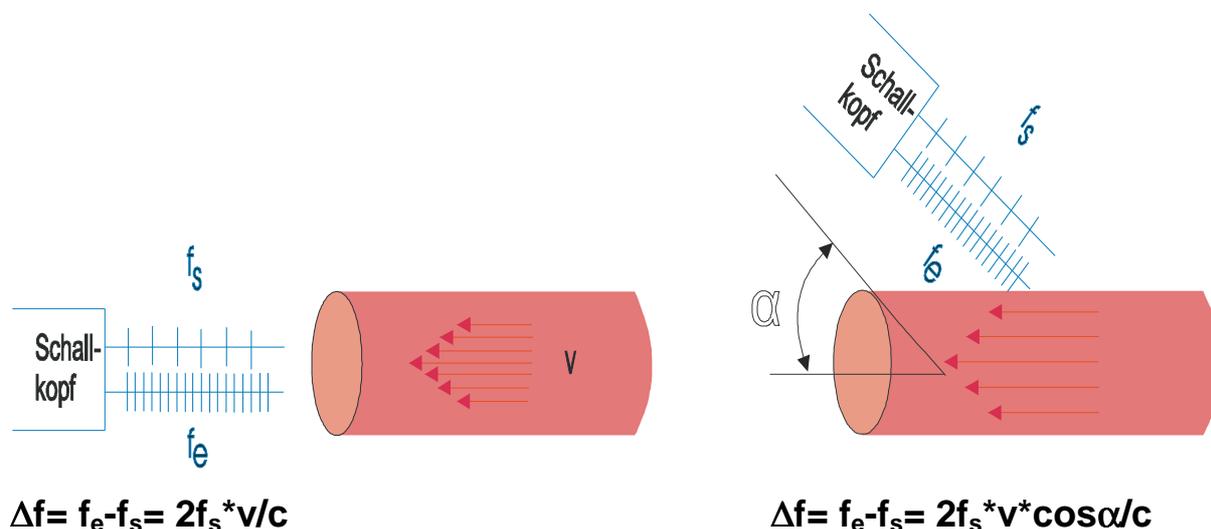


Abbildung 17: Winkel zwischen Schall und Gefäßachse; nach der Dopplerformel wird die Frequenzdifferenz des reflektierten Ultraschallsignals proportional zum Kosinus des Winkels reduziert[24].

Zur korrekten Winkeleinstellung wurde die „ θ Angle“-Funktion benutzt. Der Fluss in Richtung des Schallkopfes wurde über der Nulllinie der Spektraldarstellung und über ein akustisches Signal dargestellt. Um den Winkel zu optimieren, konnte er mithilfe der „ θ Angle“-Funktion im und gegen den Uhrzeigersinn verstellt werden. Diese Funktion ist besonders bei Gefäßuntersuchungen nützlich, damit eine exakte Messung der Geschwindigkeit erfolgen kann. Die optimale Einstellung des Winkels liegt zwischen 45° und 65° .

2.4 Statistische Analyse

Die statistische Analyse umfasste die Angabe der Höhe der Korrelationen und ihrer Verhältnisse zueinander. Zusätzlich wurden die Standardabweichung, das Konfidenzintervall sowie der Standardmessfehler des Mittelwertes berechnet.

Die statistischen Berechnungen wurden mithilfe von SPSS, Excel sowie Microcall Origin durchgeführt.

2.4.1 Definition und Berechnung des Messfehlers

Als Standardfehler des Mittelwertes bzw. absoluter Messfehler wird die Abweichung zwischen der wahren Größe eines Objektes und dem durch eine Messung erhaltenen Ergebnis einer Messung bezeichnet.

Der Standardfehler X_{abs} des Mittelwertes wird mit folgender Formel berechnet:

$$X_{abs} = \frac{s_x}{\sqrt{n}}$$

Hierbei gibt n die Anzahl der Messwerte an, s_x steht für die Standardabweichung der Messwerte x_n um den Mittelwert \bar{x} und wird wie folgt berechnet:

$$s_x = \sqrt{\frac{(x_1 - \bar{x})^2 + (x_2 - \bar{x})^2 + \dots + (x_n - \bar{x})^2}{n-1}}$$

Außerdem wurde der relative Messfehler X_{rel} ermittelt, der den Quotienten aus absolutem Messfehler und dem Mittelwert darstellt.

$$X_{rel} = \frac{X_{abs}}{x}$$

3 ERGEBNISSE

3.1 *Arteria mesenterica superior*

Die Flussrate der Arteria mesenterica superior wurde bei allen 81 Probanden gemessen, wovon am Ende 67 verwertbare Ergebnisse vorhanden blieben. Der Altersdurchschnitt der 67 Probanden lag bei 26,57 Jahren (Range 18-42).

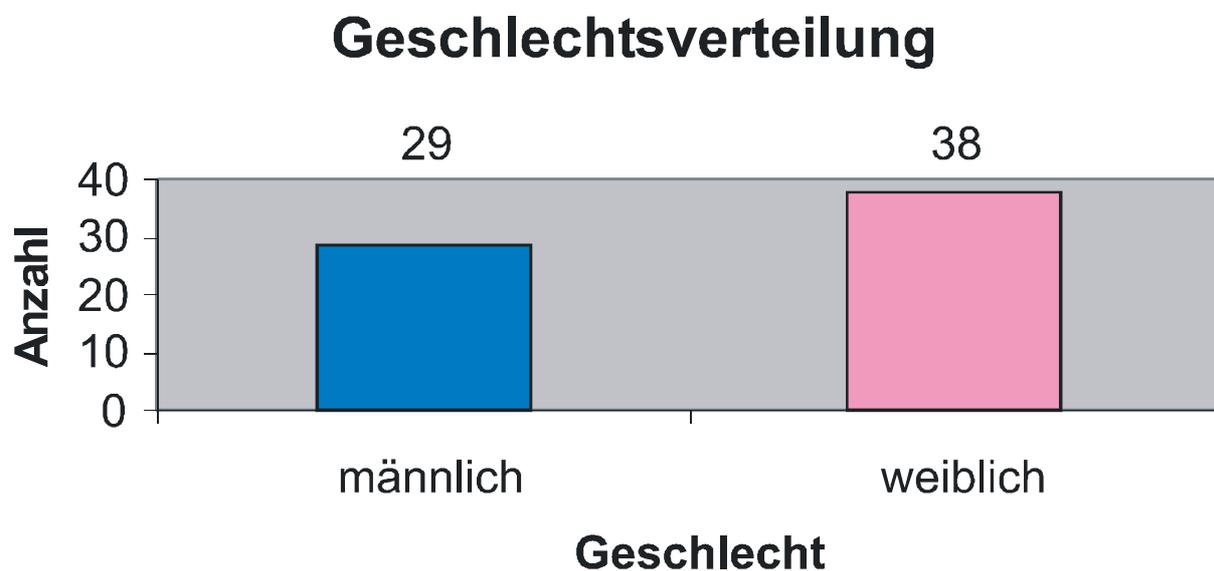


Abbildung 18: Übersicht über die Geschlechtsverteilung aller Probanden bei der *A. mesenterica superior*

3.1.1 Flussrate

Der Mittelwert und die Standardabweichung der Messungen beider Tage sind in Diagramm 1 dargestellt. Der Standardmessfehler des Mittelwertes (absoluter Fehler) betrug am ersten Tag 34,75ml/min, am zweiten Messtag 36,98ml/min. Der relative Messfehler betrug am ersten Tag 4,2% und am zweiten Tag 4,4%,

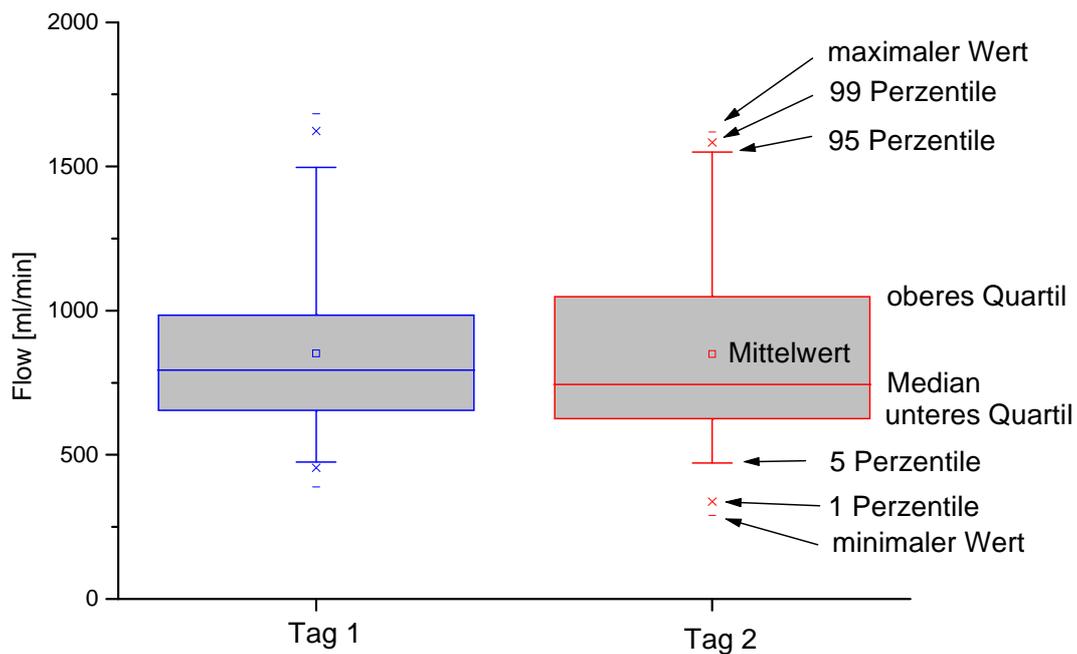


Diagramm 1: Flussrate mit Angabe der Mittelwerte sowie der Standardabweichung an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

Tabelle 3-1: absoluter und relativer Messfehler bei der Flussrate an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

	Tag 1	Tag 2
Absoluter Messfehler (ml/min)	34,75	36,98
Relativer Messfehler (%)	4,2	4,4

Der Mittelwert der Flussrate (Flow [ml/min]) aus drei Messungen des ersten Tages wurde mit dem Mittelwert der drei Messungen des folgenden Tages verglichen, um die Höhe der Korrelation der beiden Mittelwerte zu bestimmen. Um die Messwerte eines Tages zu einem Mittelwert zusammenfassen zu können, wurde zunächst die Höhe der Interkorrelation bestimmt. Das Ergebnis der Korrelationsanalyse zeigt, dass die 3 Werte eines Tages sehr hoch miteinander korrelieren (T1: $r_{12}=.94, p<.01$, $r_{23}=.92, p<.01$, $r_{13}=.91, p<.01$, T2: $r_{12}=.92, p<.01$, $r_{23}=.90, p<.01$, $r_{13}=.92, p<.01$). Der Korrelationskoeffizient zwischen den nunmehr gebildeten Mittelwerten eines Tages beträgt bei 67 Wertepaaren für die Flussrate der Arteria mesenterica superior $r=.86, p<0,01$. Wie sich hier zeigte, war dieser Parameter auch über einen Zeitraum von 24h hinweg stabil. Da die so berechnete Produkt-Momentkorrelation die

Normalverteilung der beiden Messwertreihen voraussetzt, wurde diese überprüft. Bei diesem Parameter zeigte sich, dass in diesem Fall nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden konnte.

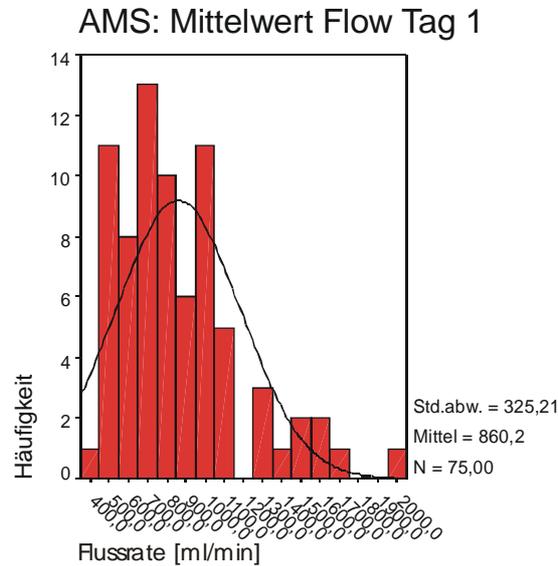


Diagramm 2: Durchführung einer Interkorrelationsanalyse bei der Flussrate der A. mesenterica superior Tag1

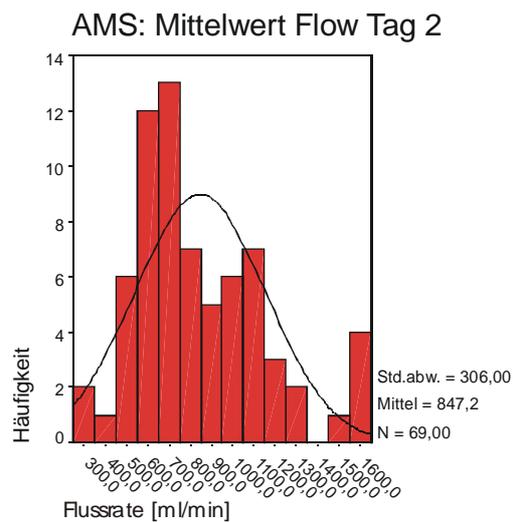


Diagramm 3: Durchführung einer Interkorrelationsanalyse bei der Flussrate der A. mesenterica superior Tag 2

Entsprechend wurde die Korrelation auch nonparametrisch berechnet (Spearman-rho). Diese Berechnung kam zum gleichen Ergebnis ($r_{sp}=.87$, $p<.01$). Da der Stichprobenumfang groß ist, wurde für alle weiteren Berechnungen trotz Verletzung der Normalverteilungsvoraussetzungen mit stabilen Ergebnissen gerechnet und deshalb nur die Produkt-Momentkorrelation angegeben. Im Diagramm wird durch die Regressionsgerade die Korrelation der Wertepaare deutlich. Der Mittelwert für die Flussrate lag am ersten Tag bei 851,40 ml/ min (Range: 387,77ml/min-1683,33ml/min), am zweiten Tag bei 848, 72ml/min (Range: 289,87ml/min-1620ml/min). Das Konfidenzintervall (Δx) des Mittelwertes lag am ersten Tag zwischen 778,36ml/min und 924,44 ml/min, am zweiten Tag zwischen 774,9ml/min und 922,5ml/min.

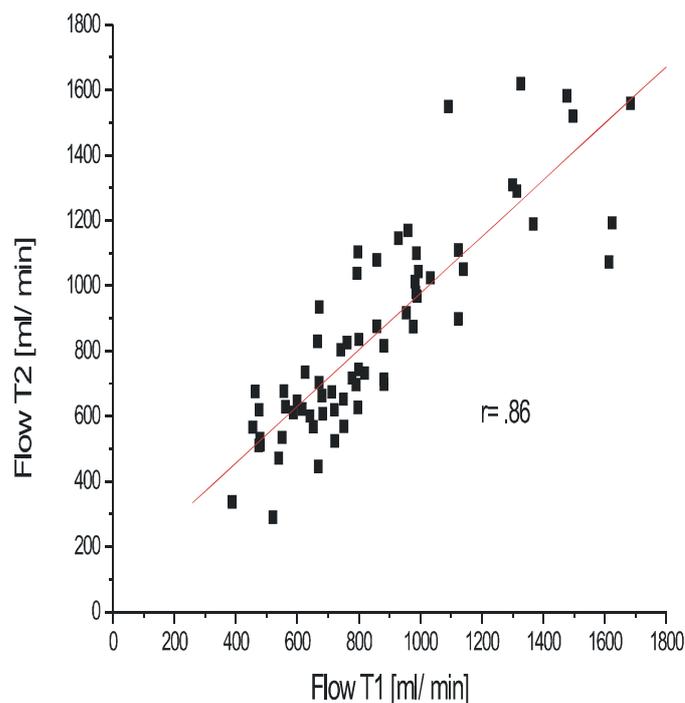


Diagramm 4: Vergleich beider Mittelwerte an zwei aufeinanderfolgenden Tagen mit Angabe der Gesamtkorrelation

Lernkurve:

Nach Beendigung der Messungen stellte sich die Frage, ob innerhalb des Messzeitraumes eine Lernkurve in Bezug auf die Messgenauigkeit entstanden sein könnte. Hierzu wurden deshalb die Ergebnisse der ersten Hälfte der Untersuchten mit den Ergebnissen der zweiten Hälfte der Untersuchten verglichen, dabei wurden

sowohl die Korrelationen als auch die Fehler (absoluter und relativer) miteinander verglichen.

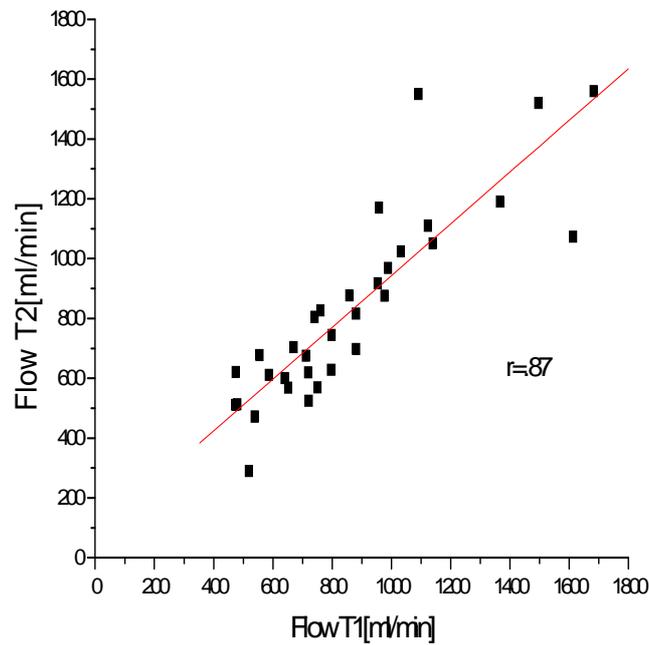


Diagramm 5: Vergleich der beiden Mittelwerte miteinander bei der ersten Hälfte [n=34] der untersuchten Personen

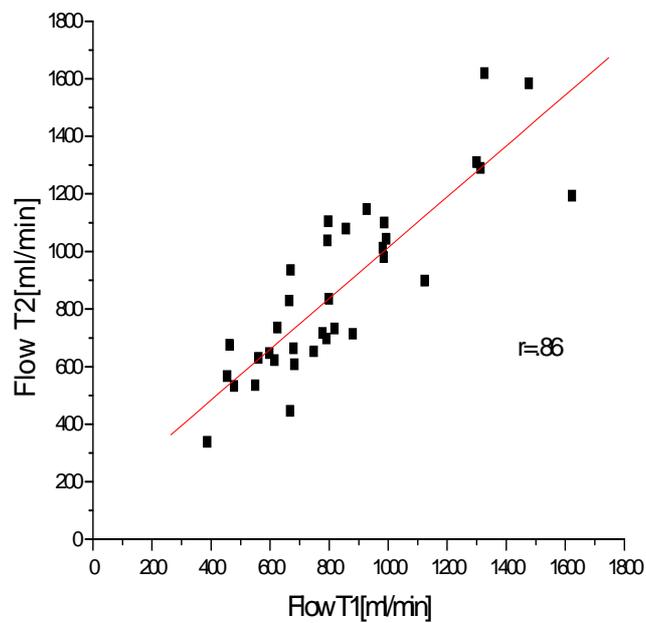


Diagramm 6: Vergleich der beiden Mittelwerte miteinander bei der zweiten Hälfte [n=33] der untersuchten Personen

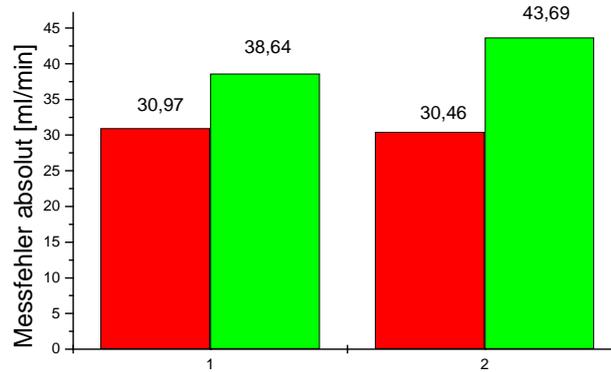


Diagramm 7: Darstellung des absoluten Messfehlers bei der ersten und zweiten Hälfte der Probanden an beiden Tagen

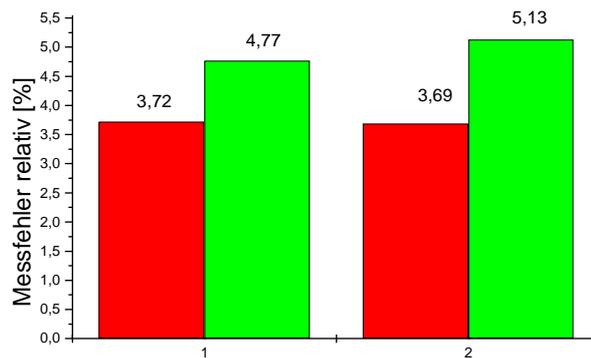


Diagramm 8: Darstellung des relativen Messfehlers bei der ersten und zweiten Hälfte der Probanden an beiden Tagen

Einfluss des Geschlechtes der Probanden:

Beim Vergleich der beiden Geschlechter zeigte sich im arithmetischen Mittel bei den männlichen Probanden eine höhere Flussrate als bei den weiblichen Probanden.

Tabelle 3-2: Vergleich der Mittelwerte beider Geschlechter

Geschlecht	Mittelwert Tag 1	Mittelwert Tag 2	Korrelation r
männlich (n= 29)	964,44 ml/min	920,89 ml/min	.82,p<.01
weiblich (n= 38)	765,14 ml/min	793,65 ml/min	.89,p<.01

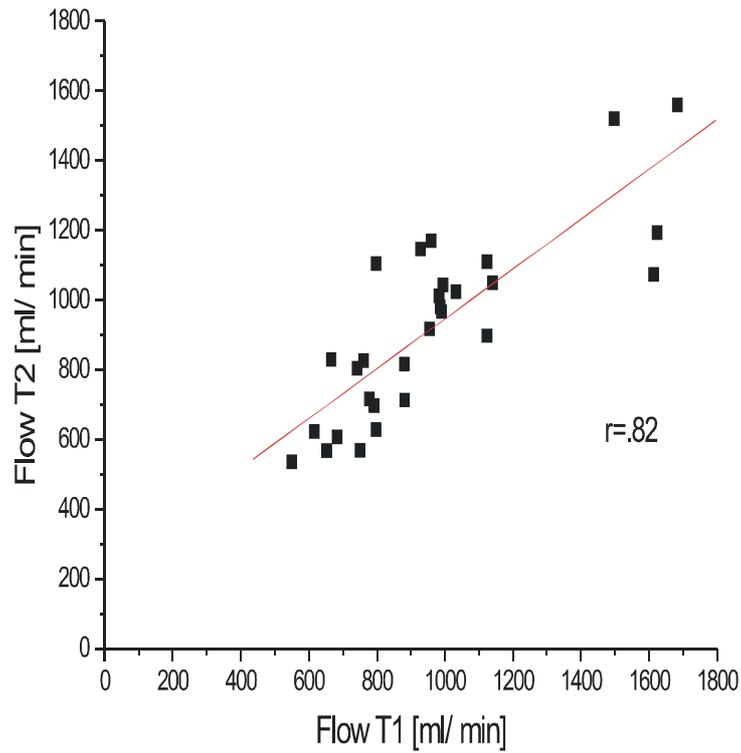


Diagramm 9: Vergleich beider Mittelwerte miteinander bei allen männlichen Probanden

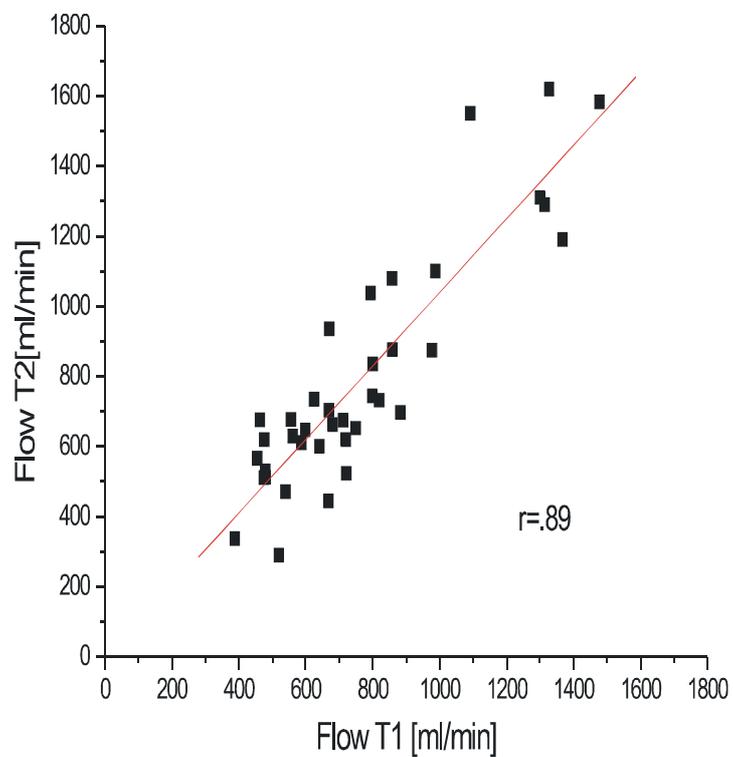


Diagramm 10: Vergleich beider Mittelwerte miteinander bei allen weiblichen Probanden

Einfluss oraler Kontrazeptiva und Nikotinkonsum

Alle Probanden wurden in einem Fragebogen zu regelmäßiger Medikamenteneinnahme sowie zu Nikotingewohnheiten befragt.

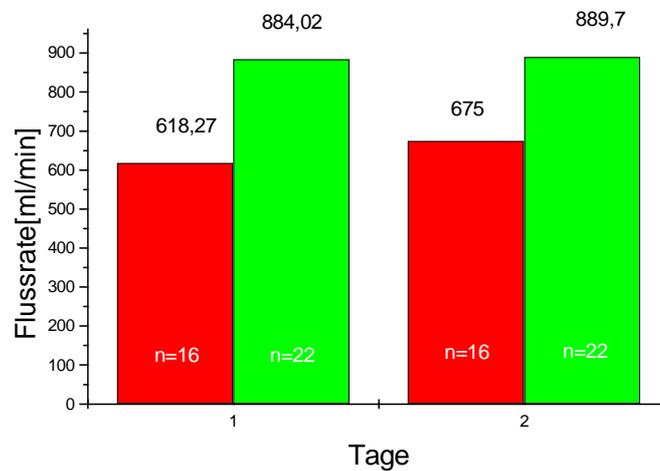


Diagramm 11: Vergleich der Mittelwerte der weiblichen Probanden (n=22) bei der *A.mesenterica superior* ohne orale Kontrazeptiva mit den Mittelwerten von denjenigen Weiblichen, die orale Kontrazeptiva einnahmen (n=16).

Hier ist durch die Darstellung der Mittelwerte bei den weiblichen Probanden mit regelmäßiger oraler Kontrazeptivaeinnahme (n=16) und bei den rauchenden Probanden (n=11) keine Erhöhung der Flussraten zu erkennen.

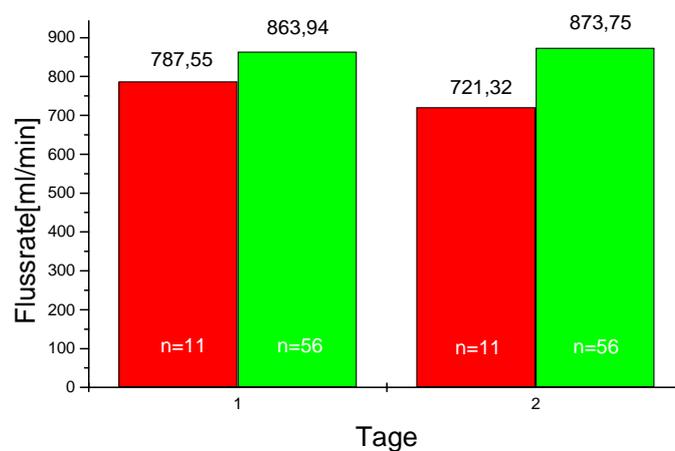


Diagramm 12: Vergleich der Mittelwerte aller Nichtraucher (n=56) mit denjenigen der Raucher (n=11)

Einfluss der Winkeleinstellung

Wie schon zuvor erwähnt, spielen die Winkeleinstellungen im Hinblick auf die Messgenauigkeit der Flussrate eine entscheidende Rolle. Die Winkeleinstellung, die manuell erstellte Hüllkurve sowie die biologische Variation eines jeden Individuums ergeben den gesamten Messfehler.

Aus den 3 Messungen eines Tages wurde von den 3 Winkeleinstellungen der Mittelwert gebildet. Dieser wurde mit dem Standardmessfehler des Mittelwertes (absoluter Messfehler) der Flussrate verglichen und es ergaben sich dabei folgende Ergebnisse:

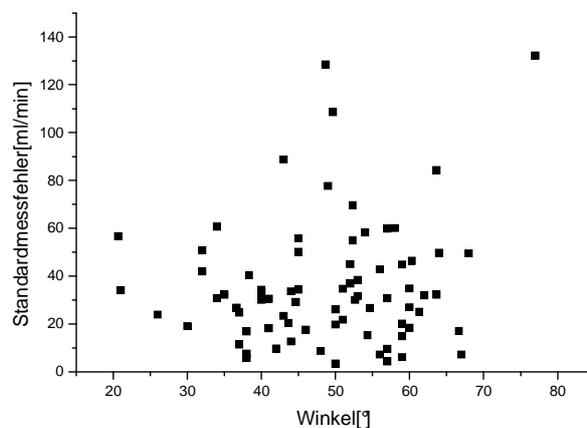


Diagramm 13 Darstellung des absoluten Messfehlers in Bezug auf die Winkeleinstellung Tag 1.

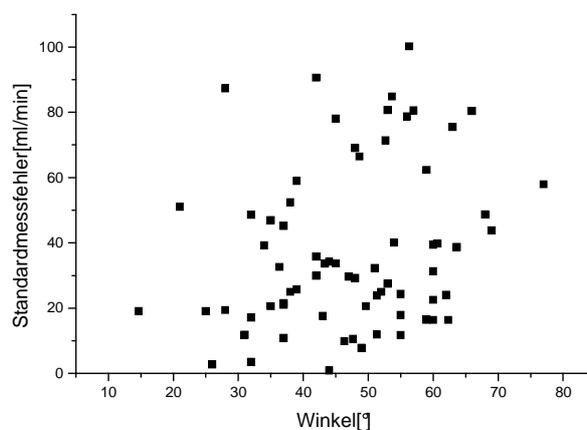


Diagramm 14: Darstellung des absoluten Messfehlers in Bezug auf die Winkeleinstellung Tag 2.

Nach Angaben aus der Literatur [50] sollte die Winkeleinstellung in optimaler Weise zwischen 30° und 60° liegen, was allerdings nicht in jedem Fall möglich war. Im Einleitungsteil wurde bereits darauf hingewiesen, dass durch die Einstellung eines optimalen Winkels in manchen Fällen kein ausreichendes Flussmuster zu registrieren war, so dass in einem solchen Fall der Winkel nach oben oder unten korrigiert werden musste. Allerdings geht aus Diagramm 15 und 16 hervor, dass sich der absolute Messfehler im Bereich zwischen 30° und 60° nicht augenfällig unterscheidet. Zur genaueren Beurteilbarkeit wurde jedoch noch der relative Messfehler in Prozent berechnet, dabei ergaben sich folgende Ergebnisse.

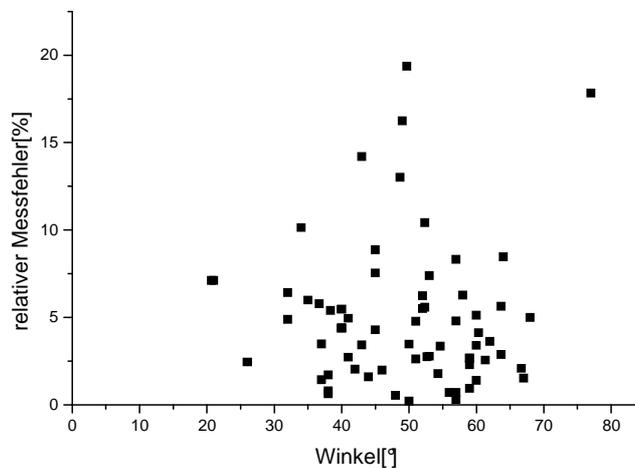


Diagramm 15: Darstellung des relativen Messfehlers in Bezug auf die Winkeleinstellung (Tag1)

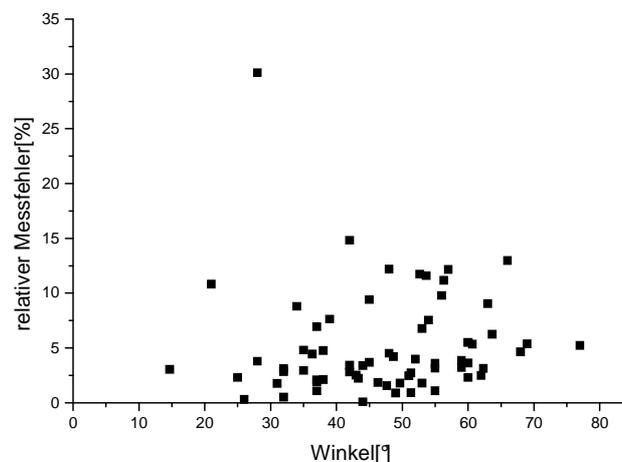


Diagramm 16: Darstellung des relativen Messfehlers in bezug auf die Winkeleinstellung (Tag2)

Es zeigt sich bei der Darstellung des relativen Fehlers auch hier eine Punktwolke, sodass man zum selben Ergebnis wie beim absoluten Messfehler gelangt.

Es wird deutlich, dass insgesamt 89% der Messungen im optimalen Bereich, nämlich zwischen 30 und 60° lagen. Nach Berechnung einer multiplen Regression (stepwise) zur Vorhersagung der Flussrate des zweiten Tages mit den Prädiktoren Flussrate des ersten Tages sowie Winkeleinstellung des zweiten Tages ergibt sich eine zusätzliche Varianzaufklärung durch den Winkel von 3,5% bei der A. mesenterica superior. Dies bedeutet, dass durch den Vorgang der manuellen Winkeleinstellung der gesamte Messfehler insgesamt zu 3,5% quantifizierbar ist.

Einfluss von Körpergröße und Körpergewicht

Alle Probanden wurden ebenfalls zu Gewicht und Körpergröße befragt, um zu beantworten, inwieweit Körpergröße und Körpergewicht die Flussrate beeinflussen.

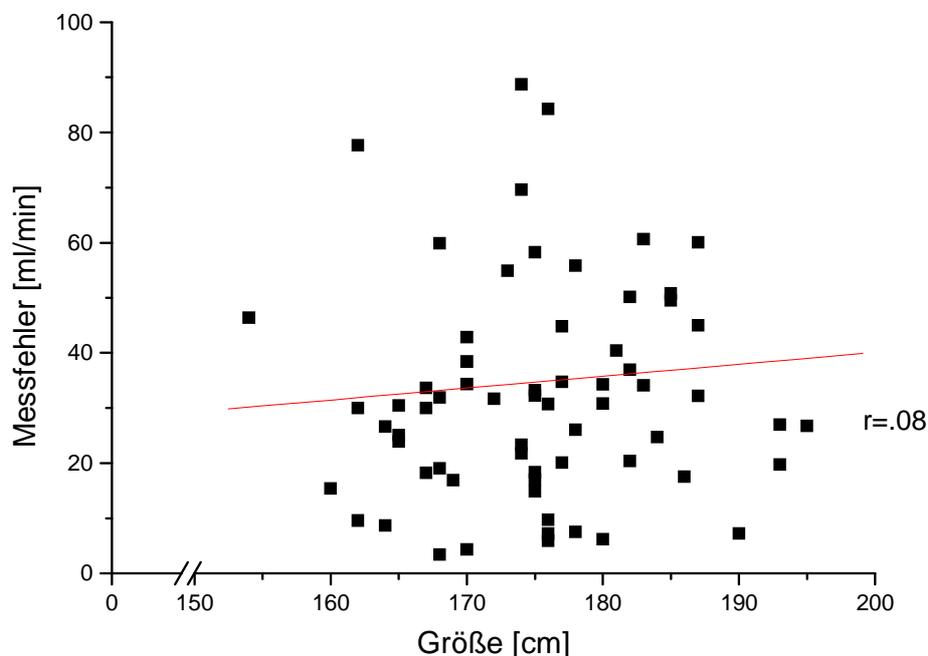


Diagramm 17: Beziehung zwischen Messfehler der Flussrate und Körpergröße gemessen an der A. mesenterica superior (Tag 1)

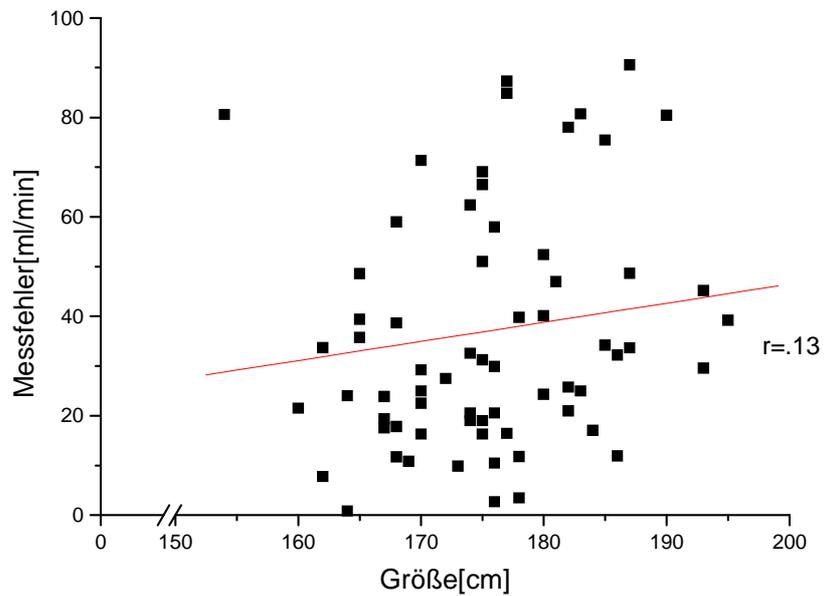


Diagramm 18: Beziehung zwischen absolutem Messfehler der Flussrate und Körpergröße gemessen an der *A.mesenterica superior* (Tag 2)

Hier ist zu erkennen, dass mit zunehmender Körpergröße der absolute Messfehler ansteigt, da auch die Flussrate selbst ansteigt. Jedoch steigt der relative Messfehler nicht an.

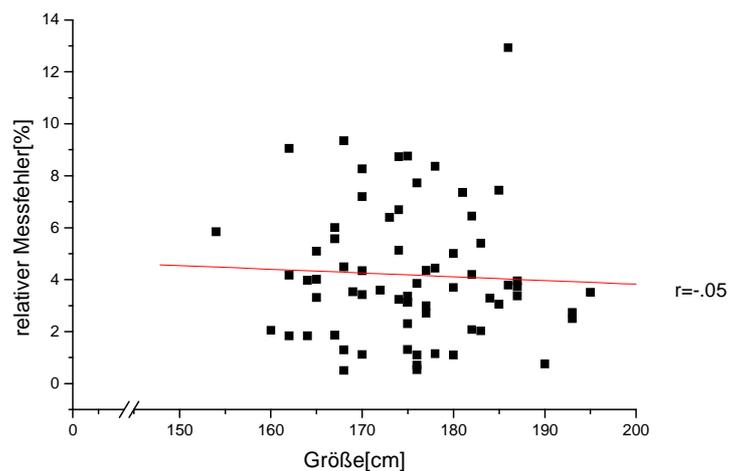


Diagramm 19: Beziehung zwischen relativem Messfehler der Flussrate und der Körpergröße (Tag1)

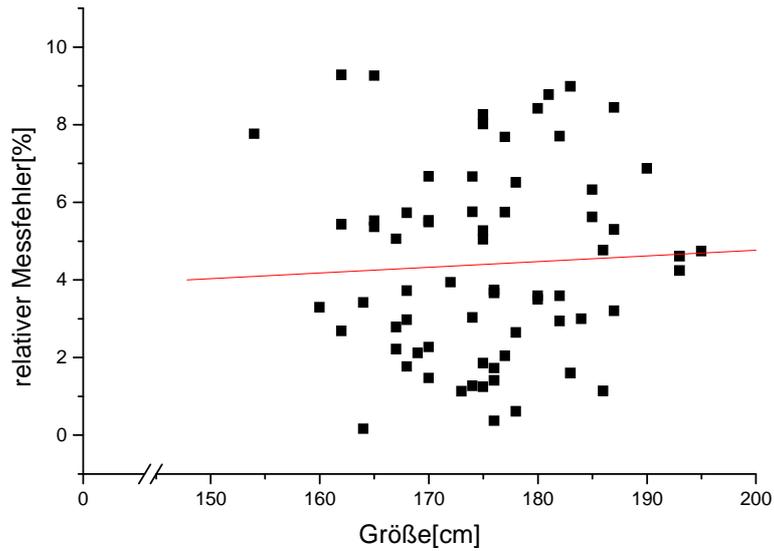


Diagramm 20: Beziehung zwischen relativem Messfehler der Flussrate und der Körpergröße (Tag1)

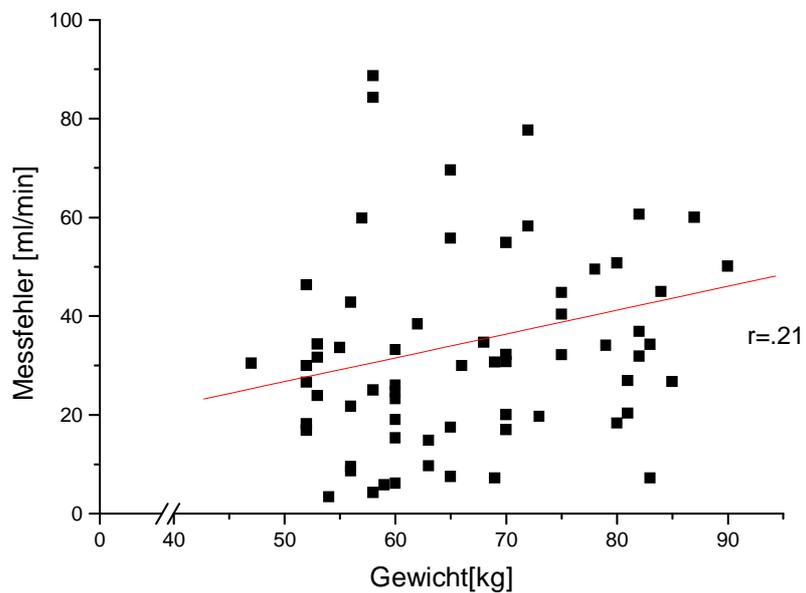


Diagramm 21: Beziehung zwischen Messfehler der Flussrate und Gewicht gemessen an der A.mesenterica superior (Tag 1)

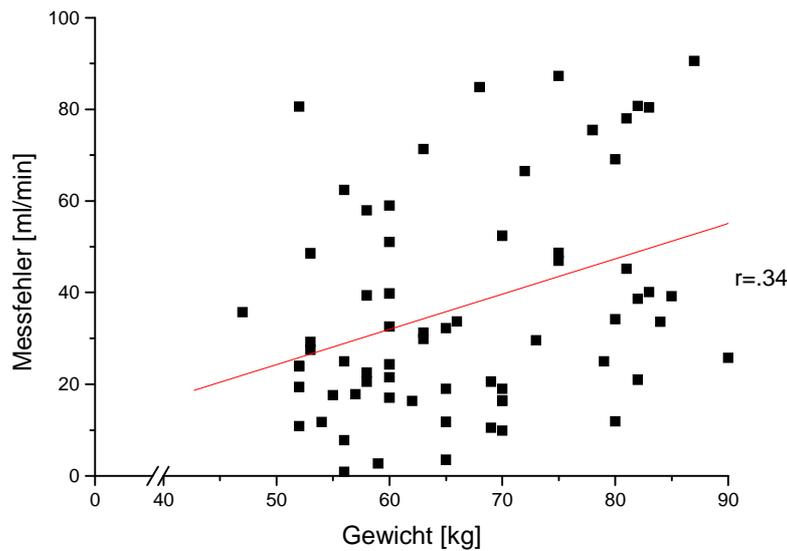


Diagramm 22: Beziehung zwischen Messfehler der Flussrate und Gewicht gemessen an der A.mesenterica superior (Tag2)

Den Grafiken ist zu entnehmen, dass das Gewicht eine größere Rolle als die Körpergröße bei der Höhe des Messfehlers spielt (Größe T1: $r = .28$, Größe T2: $r = .19$, Gewicht T1: $r = .40$, Gewicht T2: $r = .29$).

3.1.2 Resistant-Index

Zur Auswertung des Resistant-Index der Arteria mesenterica superior konnten ebenfalls die Daten von insgesamt 67 Probanden verwendet werden. Auch hier wurde vor der Berechnung des Verhältnisses beider Tagesmittelwerte eine Interkorrelationsanalyse der 3 Messungen eines Versuchstages durchgeführt (T1: $r_{12}=.75, p<.01$, $r_{23}=.83, p<.01$, $r_{13}=.79, p<.01$, T2: $r_{12}=.64$, $p<.01$, $r_{23}=.69, p<.01$, $r_{13}=.60, p<.01$). Es zeigte sich dabei eine hohe Übereinstimmung der einzelnen Messungen, so dass ein Tagesmittelwert berechnet werden konnte. Der Mittelwert des RI gesamt beträgt am ersten Tag $RI=0,89\pm 0,04$, am zweiten Tag $RI=0,89\pm 0,04$. Das Konfidenzintervall (Δx) des Mittelwertes lag an beiden Tagen zwischen 0,88 und 0,9.

Die Korrelation beider Tagesmittelwerte (T1, T2) war allerdings nicht so hoch wie bei den Flussraten. Der Korrelationskoeffizient betrug hier $r=.51$, $p<.01$.

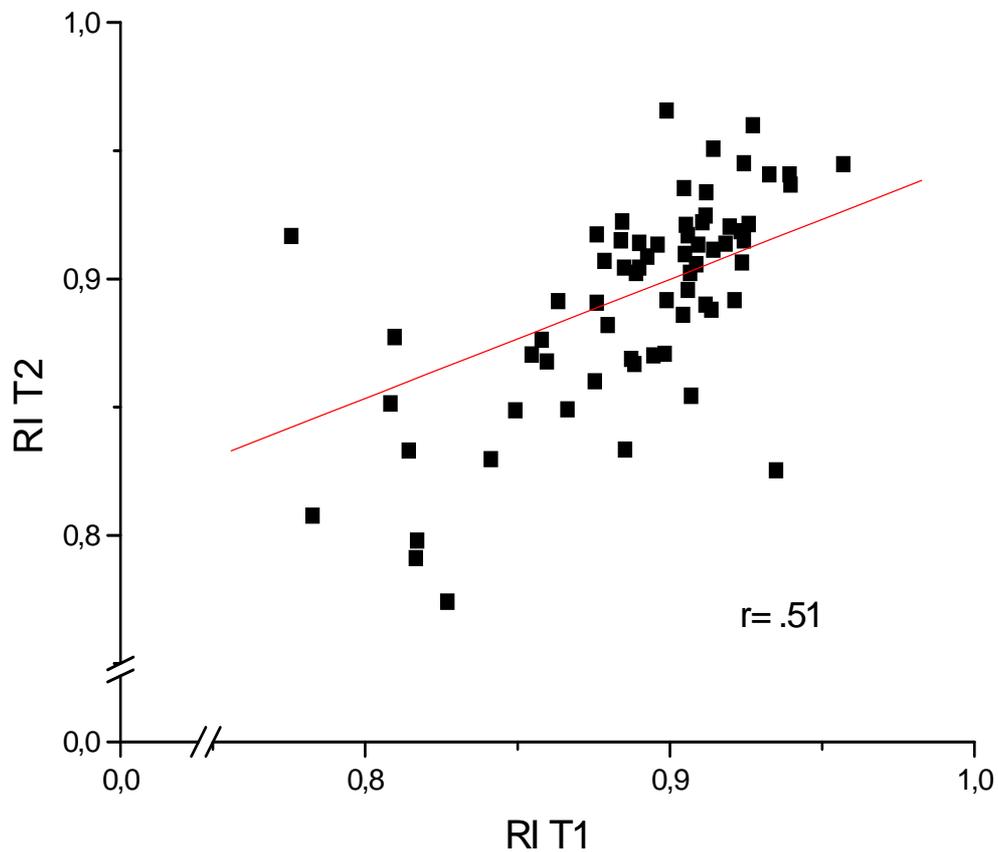


Diagramm 23: Vergleich der beiden Mittelwerte des RI gemessen an der A.mesenterica superior an zwei aufeinanderfolgenden Tagen mit Angaben der Gesamtkorrelation.

Auch beim RI wurde eine Fehlerberechnung durchgeführt. Es wurde sowohl der absolute als auch der relative Messfehler von beiden Tagen berechnet und graphisch dargestellt.

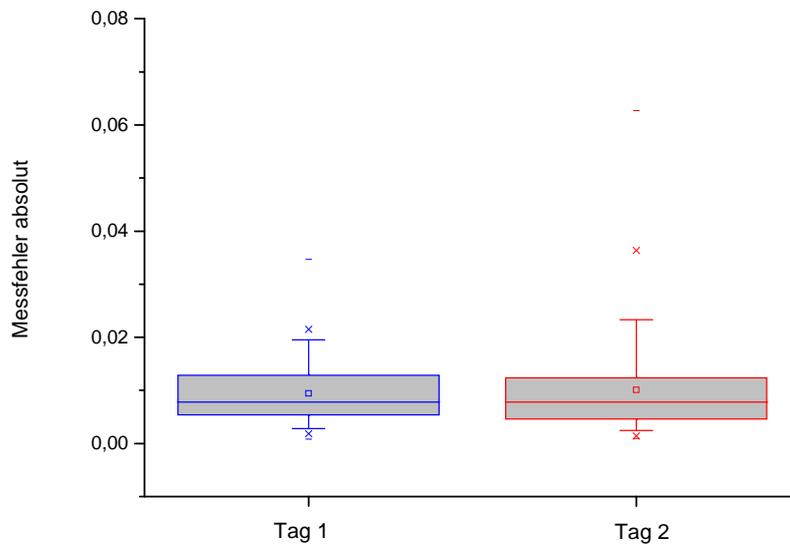


Diagramm 24: Darstellung des absoluten Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichungen (oberes und unteres Quartil) an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

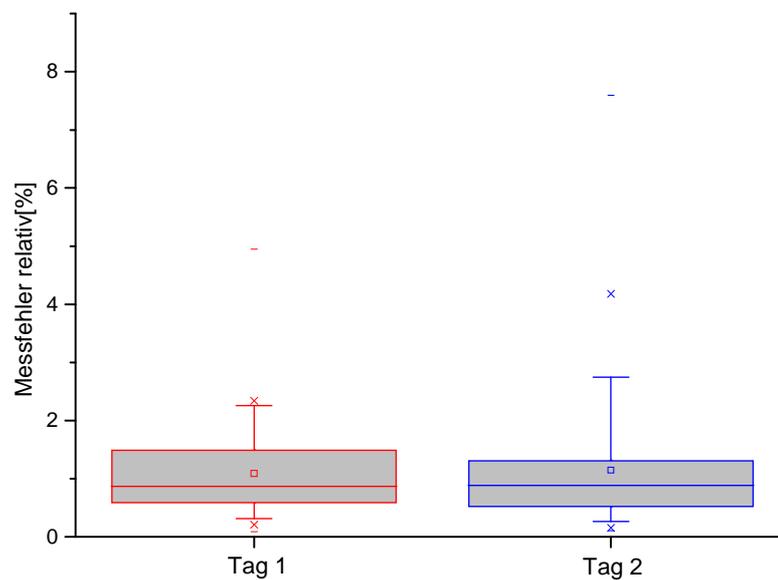


Diagramm 25: Darstellung des relativen Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichungen an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

Tabelle 3-3: absoluter und relativer Messfehler beim RI an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

	Tag1	Tag1
Absoluter Messfehler	0,01	0,01
Relativer Messfehler (%)	1,1	1,1

Es zeigt sich im Vergleich der beiden Geschlechter ein höherer Resistant-Index für das männliche Geschlecht.

Tabelle 3-4: Vergleich der beiden Mittelwerte beim RI an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

Geschlecht	Mittelwert RI T1	Mittelwert RI T2	Korrelation r
m (n=29)	0,90	0,91	.34,p>.05
w (n=38)	0,88	0,88	.50,p>.05

Insgesamt ergab sich bei beiden Geschlechtern ein signifikanter Unterschied für die beiden Mittelwertpaare. Der T-Test berechnete für RI männlich $p>.05$, für RI weiblich ergab er ebenfalls $p>.05$.

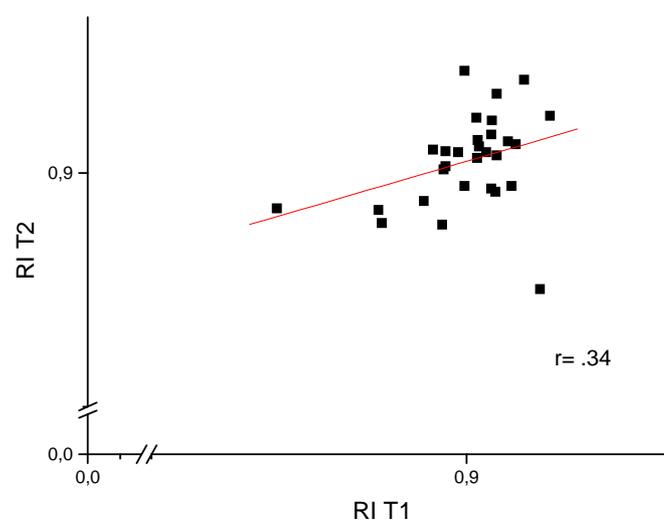


Diagramm 26: Vergleich der beiden Mittelwerte des RI miteinander bei allen männlichen Probanden gemessen an der A.mesenterica superior

Der Resistant-Index zeigte im Vergleich zur Flussrate sowohl insgesamt als auch bei Aufteilung der Geschlechter eine deutlich geringere Stabilität über den Zeitraum von einem Tag hinweg. Dennoch ist der Zusammenhang der Korrelationen des Resistant-Index gesamt hoch signifikant, bei Aufteilung der Geschlechter jedoch nicht signifikant. Der Resistant-Index der Arteria mesenterica superior liegt in der Literatur [50] zwischen 0,8 und 0,9 (Pourcelot-Index).

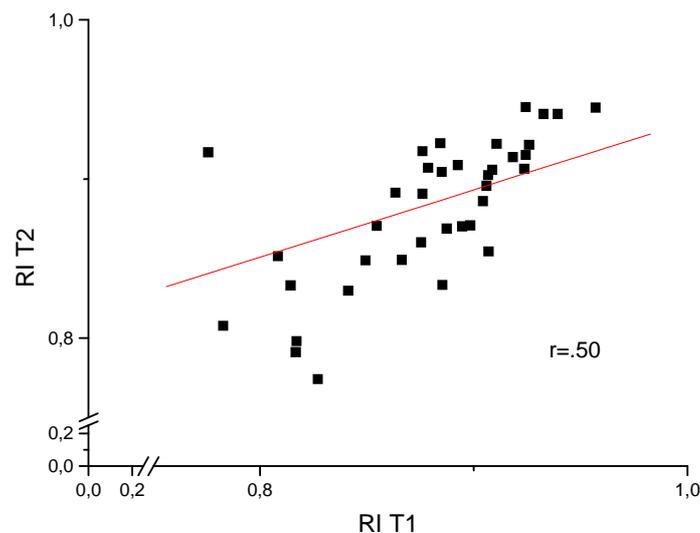


Diagramm 27: Vergleich der beiden Mittelwerte des RI miteinander bei allen weiblichen Probanden gemessen an der A.mesenterica superior

3.1.3 Pulsatility-Index

Der Pulsatilitäts-Index (PI) konnte bei der A. mesenterica superior als dritter Parameter wiederum bei insgesamt 67 Probanden ermittelt werden. Der Standardmessfehler (absoluter Fehler) zeigt für den ersten Tag 0,12 und für den zweiten Tag 0,11, der relative Fehler beträgt am ersten Messtag 3,6% und am zweiten Tag 3,79%. Die durchgeführte Korrelationsanalyse der drei gemessenen Werte eines Tages untereinander zeigte auch hier stabile Werte (T1: $r_{12}=0,78, p<0,01$, $r_{23}=0,79, p<0,01$, $r_{13}=0,76, p<0,01$, T2: $r_{12}=0,84, p<0,01$, $r_{23}=0,77, p<0,01$, $r_{13}=0,83, p<0,01$). Der Korrelationskoeffizient beträgt für alle 67 Probanden $r=0,80$.

Das Konfidenzintervall (Δx) des Mittelwertes lag am ersten Tag zwischen 2,89 und 3,17 und am zweiten Tag zwischen 2,88 und 3,18.

Da der PI unabhängig vom Sondenwinkel ist, zeigt der Vergleich der Mittelwerte einen engeren Zusammenhang als die Mittelwerte des Resistant-Index.

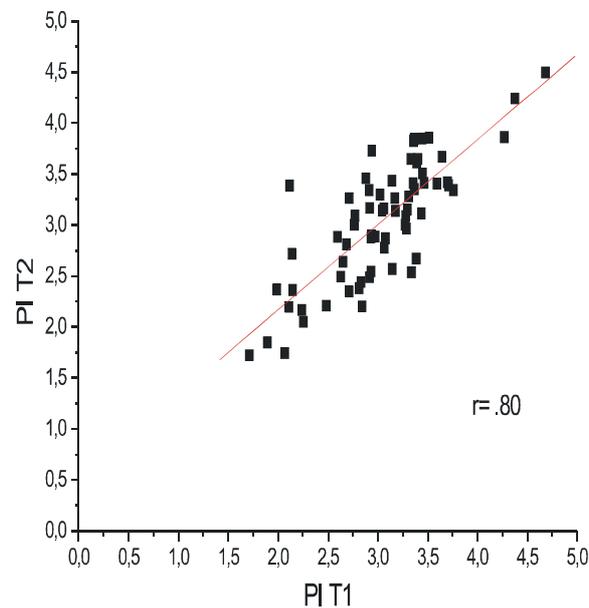


Diagramm 28: Vergleich der mittleren Pulsatility-Indices an zwei aufeinanderfolgenden Tagen gemessen an der A. mesenterica superior bei $n=67$ Probanden

Auch der Pulsatility-Index der A. mesenterica superior wurde für beide Geschlechter gesondert ausgewertet. Die Korrelationen sind den nachfolgenden Grafiken zu entnehmen.

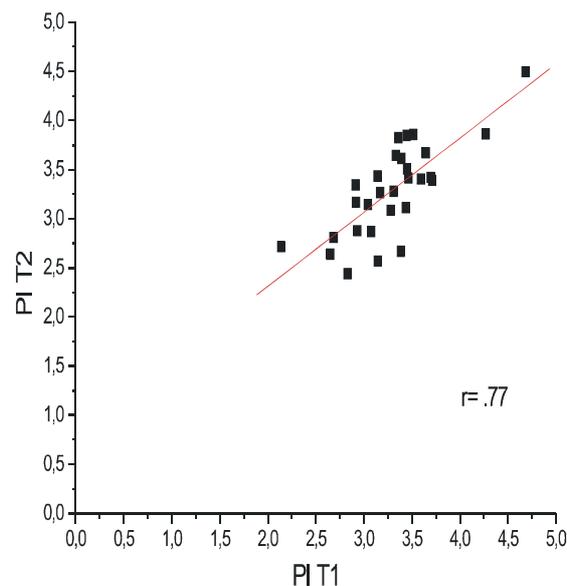


Diagramm 29: Vergleich der beiden Mittelwerte des PI gemessen an der A. mesenterica superior bei den männlichen Probanden

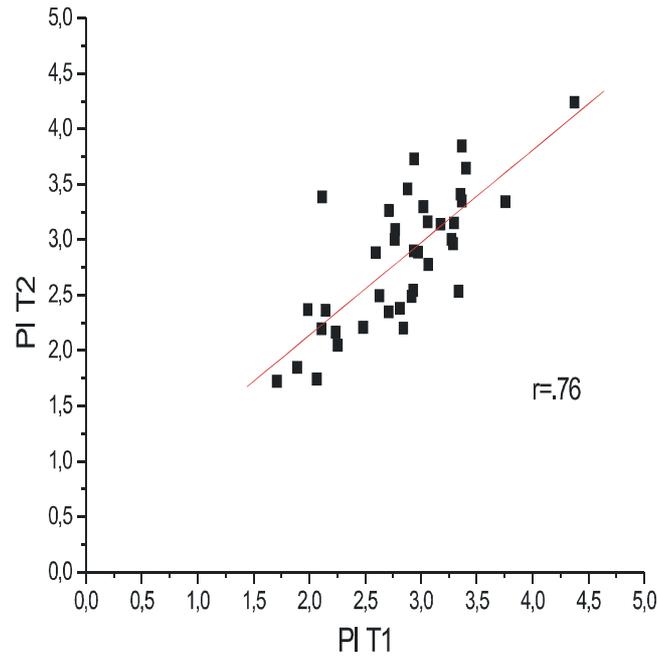


Diagramm 30: Vergleich der beiden Mittelwerte des PI gemessen an der *A.mesenterica superior* bei den weiblichen Probanden.

Wiederum ist zu erkennen, dass die Mittelwerte des PI bei den männlichen Probanden höher als bei den weiblichen Probanden sind (Tabelle).

Tabelle 3-5: Vergleich der beiden Mittelwerte beim PI an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

Geschlecht	Mittelwert PI T1	Mittelwert PI T2	Korrelation r
männlich (n= 29)	3,30	3,29	.77,p<.01
weiblich (n= 38)	2,83	2,83	.76,p<.01

Für den Pulsatility-Index wurde wiederum eine Fehlerberechnung durchgeführt, es wurde der absolute und der relative Messfehler berechnet, dabei ergaben sich folgende Ergebnisse:

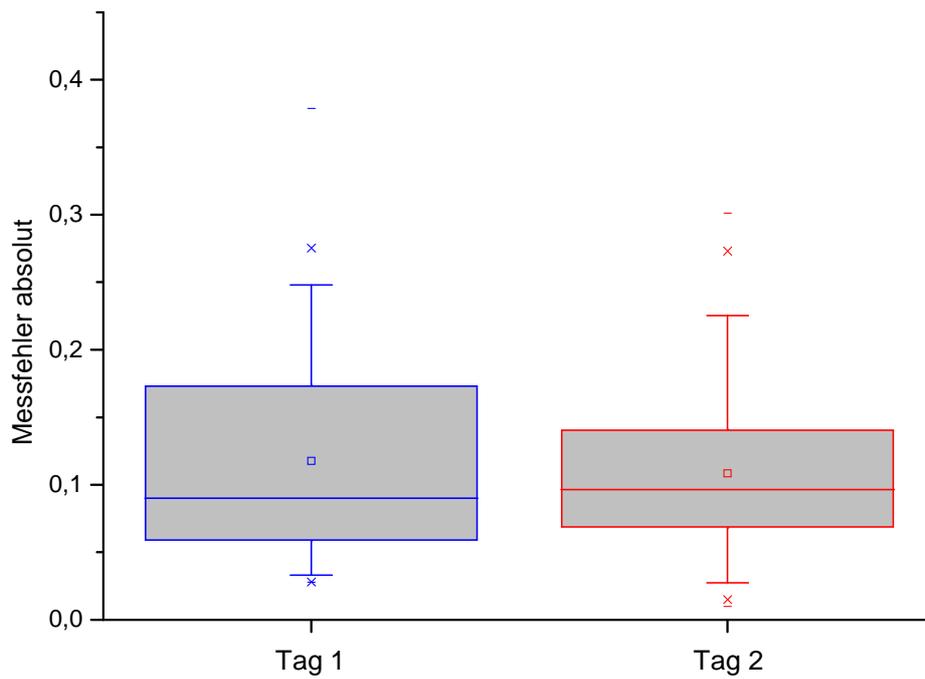


Diagramm 31: Darstellung des absoluten Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichung an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

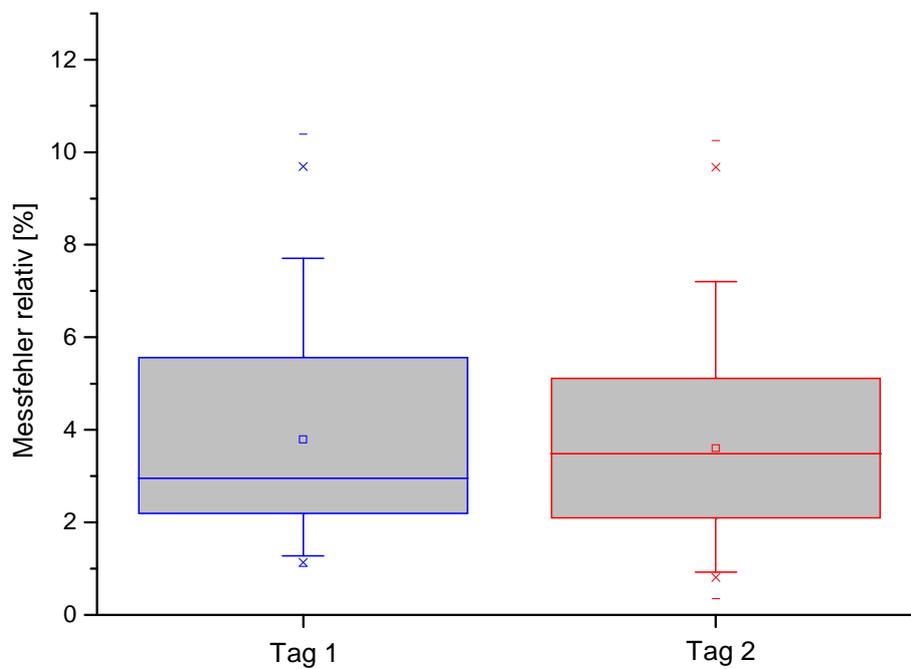


Diagramm 32: Darstellung des relativen Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichung an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

Tabelle 3-6: absoluter und relativer Messfehler beim PI an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

	Tag 1	Tag 2
Absoluter Messfehler	0,12	0,11
Relativer Messfehler (%)	3,79	3,60

Zusammenfassung:

Die Auswertung der drei Parameter Flussrate, Resistant-Index und Pulsatility-Index gemessen an der **A. mesenterica superior** zeigt somit ein Ergebnis, mit dem eine gute Reproduzierbarkeit der duplexsonographischen Messungen bewiesen werden kann. Die gute Reproduzierbarkeit wurde durch die Fehlerberechnung bei allen drei Parametern zusätzlich bekräftigt.

3.2 Truncus coeliacus

Hier wurden für die Messungen von Flussrate, Resistant-Index und Pulsatility-Index insgesamt 81 Personen untersucht. Beim Truncus coeliacus konnten die Ergebnisse von insgesamt 61 Probanden verwertet werden (siehe auch 1.8.2). Bei den übrigen Probanden waren die Ergebnisse aufgrund von schlechten Ultraschallbedingungen in Form von Gasüberlagerungen oder Nichteinstellbarkeit eines vernünftigen Dopplerwinkels nicht verwertbar. Die Geschlechterverteilung ist in untenstehender Abbildung aufgezeigt. Die 61 Probanden lagen zum Messzeitpunkt in einer Altersverteilung zwischen 18 und 42 Jahren (m=26,57J).

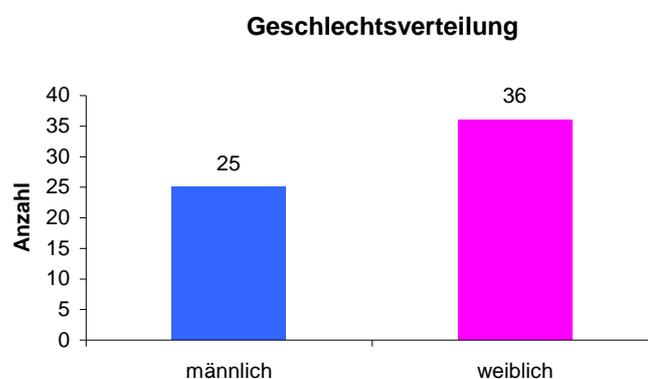


Abbildung 19: Übersicht über die Geschlechtsverteilung aller Probanden beim Truncus coeliacus.

3.2.1 Flussrate

Auch bei den Messungen des Truncus coeliacus wurde der Mittelwert der Flussrate (Flow [ml/min]) aus drei Messungen des ersten Tages mit dem Mittelwert aus drei Messungen des folgenden Tages verglichen, um das Maß der Korrelation der beiden Mittelwerte zu ermitteln. Um die Messwerte eines Tages zu einem Mittelwert zusammenzufassen, musste auch hier zunächst die Höhe der Interkorrelation bestimmt werden. Das Ergebnis der Korrelationsanalyse zeigt, dass die 3 Werte eines Tages miteinander korrelieren (T1: $r_{12}=.92, p<.01$, $r_{23}=.85, p<.01$, $r_{13}=.90, p<.01$, T2: $r_{12}=.94, p<.01$, $r_{23}=.94, p<.01$, $r_{13}=.90, p<.01$), dementsprechend ist die Mittelwertbildung der Messwerte eines Tages auch hier gerechtfertigt. Der Korrelationskoeffizient beträgt bei 61 Wertepaaren für die Flussrate beim Truncus coeliacus $r=.88, p<.01$. Im Diagramm wird durch die Regressionsgerade die Korrelation der Wertepaare deutlich. Der Mittelwert für die Flussrate lag am ersten Tag bei 1911,50ml/min (Range: 831,33ml/min - 3790ml/min), am zweiten Tag bei 1866,28 ml/min (Range: 736,70ml/min- 3493,33ml/min).

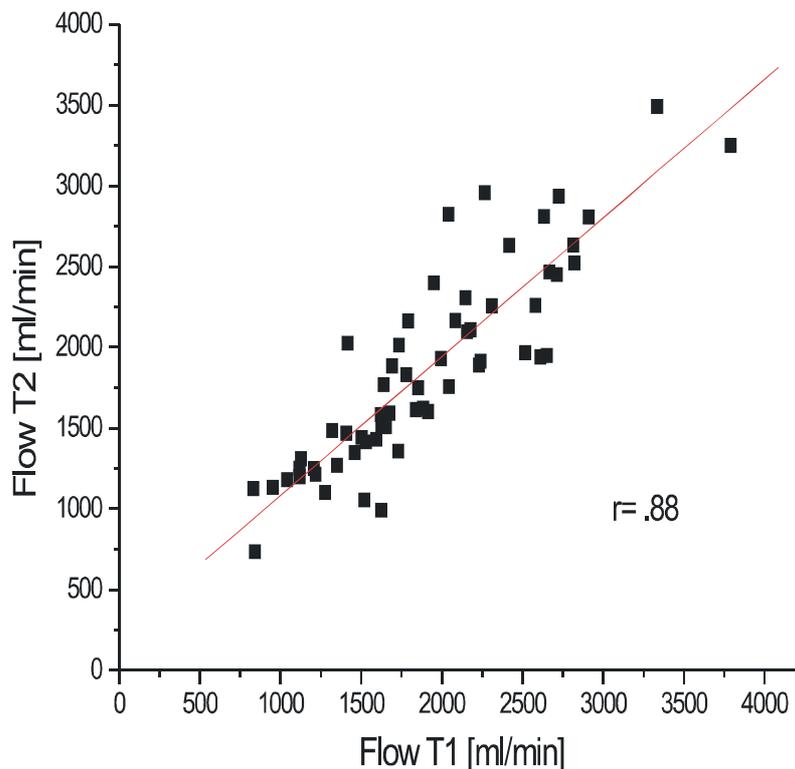


Diagramm 33: Vergleich der beiden Mittelwerte der Flussrate gemessen am Truncus coeliacus an zwei aufeinanderfolgenden Tagen bei allen Probanden

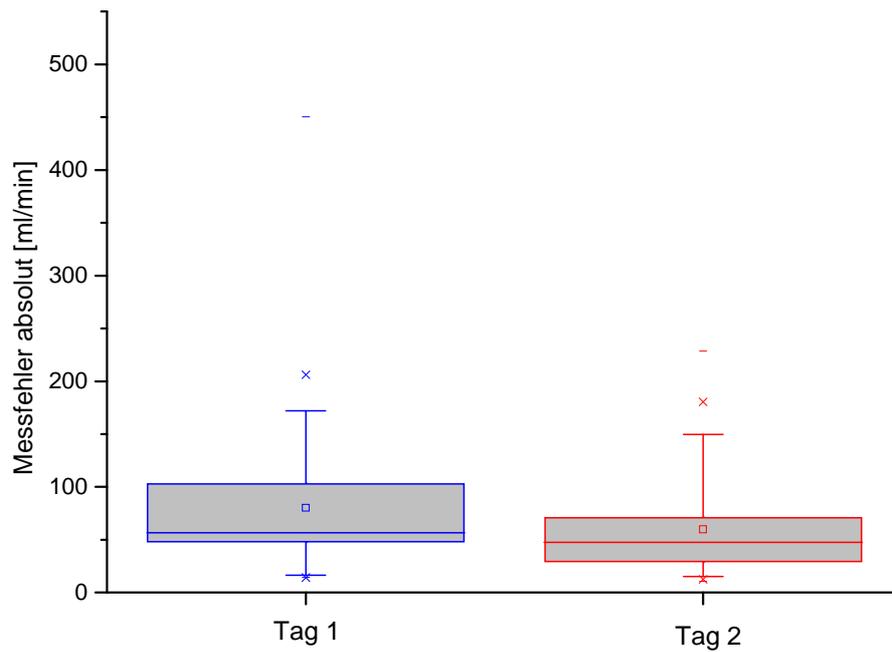


Diagramm 34: Darstellung des absoluten Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichung an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

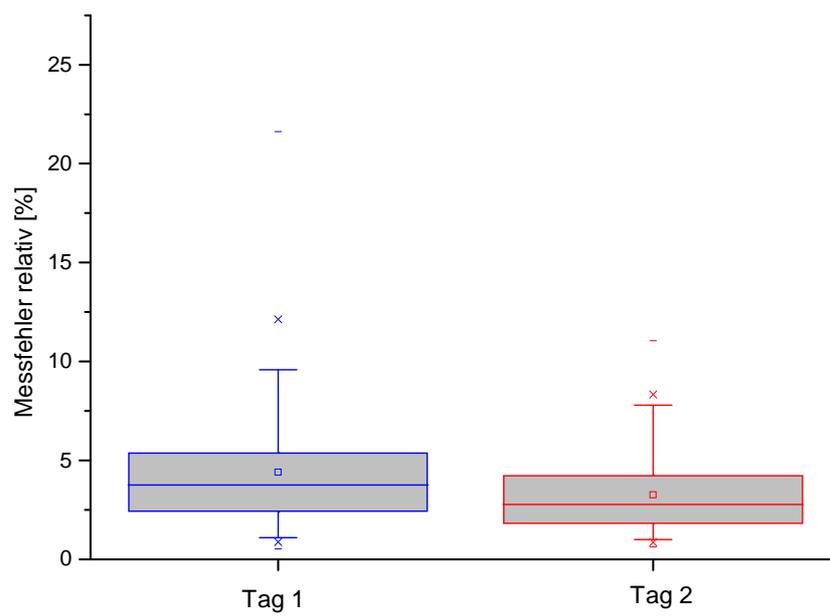


Diagramm 35: Darstellung des relativen Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichung an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

Tabelle 3-7: absoluter und relativer Messfehler bei der Flussrate an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

	Tag 1	Tag 2
Absoluter Messfehler (ml/min)	80,31	59,71
Relativer Messfehler (%)	4,4	3,3

Die Standardabweichung der beiden Mittelwertpaare lag am ersten Messtag bei 622,080ml/min und am zweiten bei 608,396ml/min. Das Konfidenzintervall (Δx) des Mittelwertes am ersten Tag lag im Bereich zwischen 1832,3ml/min und 1989,7ml/min, am zweiten Tag lag es zwischen 1789,3ml/min und 1943,3ml/min. Bei der detaillierten Fehlerberechnung (absoluter und relativer Messfehler) ergaben sich die oben gezeigten Verteilungen.

Es zeigt sich, dass der Unterschied des Fehlers von einem auf den anderen Messtag höher ist als bei der A. mesenterica superior, jedoch nach wie vor zu vernachlässigen ist.

Einfluss des Geschlechtes der Probanden

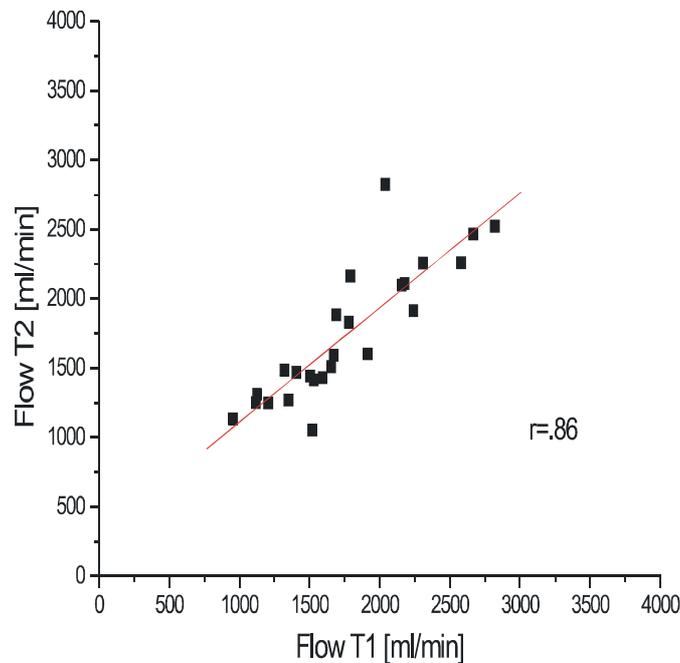


Diagramm 36. Vergleich der beiden Mittelwerte der Flussrate gemessen am Truncus coeliacus bei allen männlichen Probanden

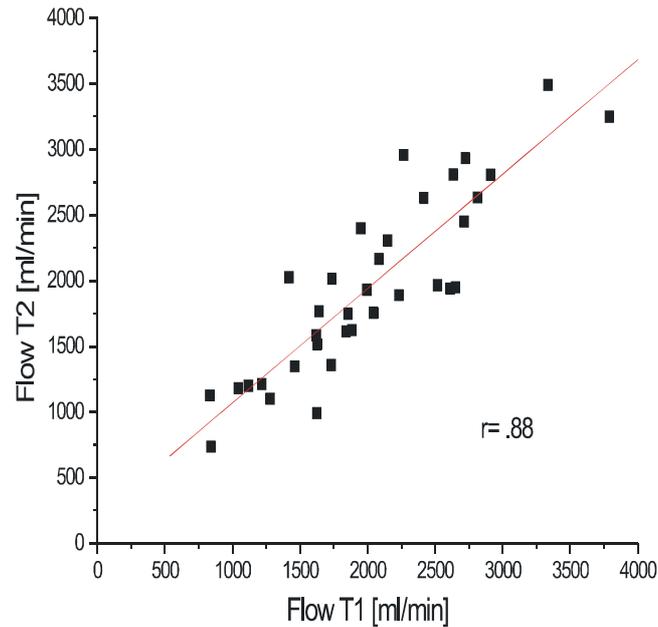


Diagramm 37: Vergleich der beiden Mittelwerte der Flussrate gemessen am Truncus coeliacus bei allen weiblichen Probanden

Bei Vergleich der Flussrate im Bezug auf beide Geschlechter zeigte sich im arithmetischen Mittel beim Truncus coeliacus bei den weiblichen Probanden eine höhere Flussrate als bei den männlichen Probanden.

Tabelle 3-8: Darstellung der Mittelwerte sowie der Korrelationen bei Aufteilung der Geschlechter

Geschlecht	Mittelwert T.C. T1	Mittelwert T.C. T2	Korrelation r
männlich (n =25)	1764,611ml/min	1742,100ml/min	.86,p<.01
weiblich (n =36)	2016,423ml/min	1954,973ml/min	.88,p<.01

Orale Kontrazeptiva und Nikotinkonsum

Bezüglich der Nikotingewohnheiten sowie der Einnahme von hormonalen Kontrazeptiva ergaben sich für den Truncus coeliacus folgende Ergebnisse:

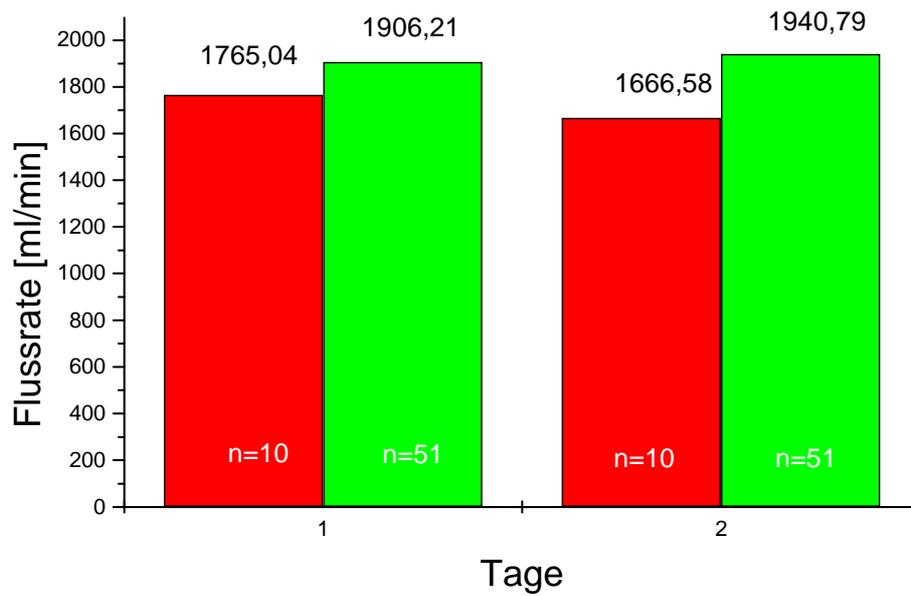


Diagramm 38: Vergleich der Mittelwerte aller rauchenden Probanden (n=10) mit denjenigen aller nicht rauchenden Probanden (n=51)

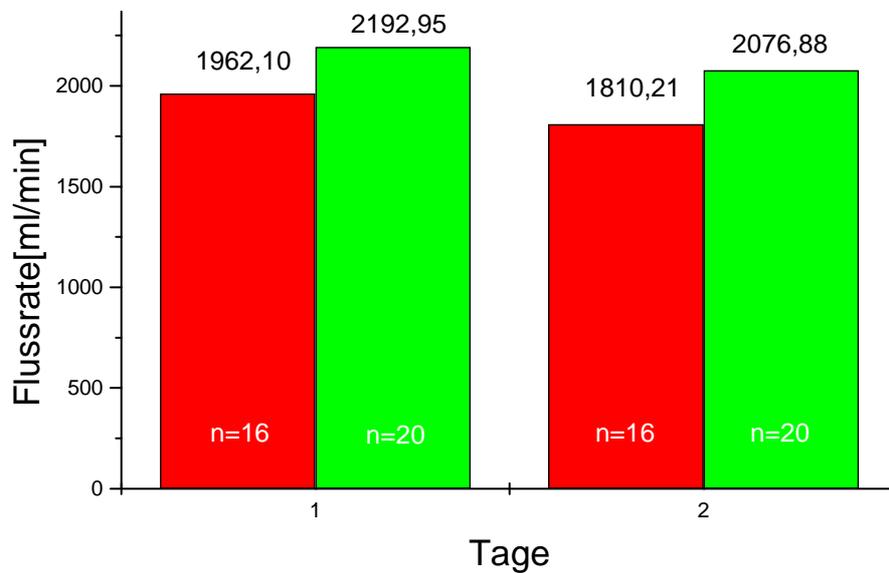


Diagramm 39: Vergleich der Mittelwerte der weiblichen Probanden mit Kontrazeptiva (n=16) mit denjenigen ohne Kontrazeption (n=20)

Probanden mit Nikotinkonsum zeigten in dieser Studie eine nicht signifikante Erniedrigung der Flussrate im Vergleich zu den Nichtrauchern auf.

Ebenso zeigte sich ein nicht signifikanter Unterschied bei den Flussratenmessungen des Truncus coeliacus bei der Einnahme hormonaler Kontrazeptiva in bezug zu den Probanden ohne Kontrazeptiva.

Einfluss der Winkeleinstellung

Auch bei der Messung der Flussrate im Truncus Coeliacus spielt die Winkeleinstellung eine große Rolle. Die Mittelwerte des eingestellten Winkels wurden mit dem Standardmessfehler des Mittelwertes (absoluter Fehler) verglichen und zeigten dabei folgende Eigenschaften:

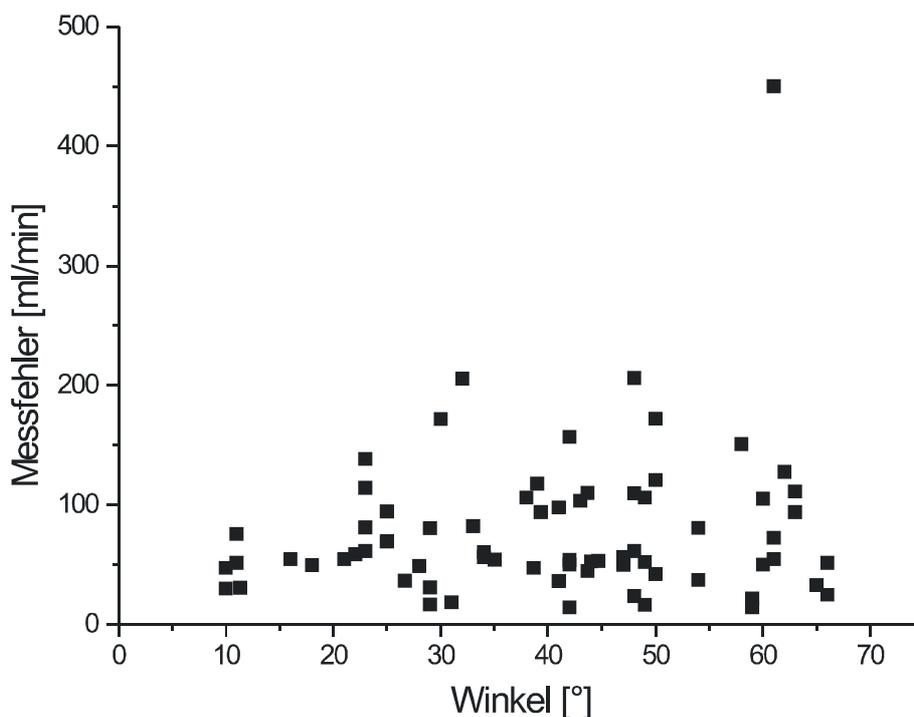


Diagramm 40: Darstellung des absoluten Messfehlers im Bezug zur Winkeleinstellung gemessen am Truncus coeliacus (Tag 1)

Auch bei den Messungen am Truncus coeliacus sollten die Winkeleinstellungen im Bezug auf den Gefäßquerschnitt in optimaler Weise zwischen 30° und 60° liegen, was allerdings nicht bei jeder Messung möglich war. Allerdings geht aus den

Diagrammen 41 und 42 hervor, dass sich der Standardmessfehler im Bereich zwischen 30° und 60° nicht augenfällig unterscheidet, ebenso wenig der relative Fehler.

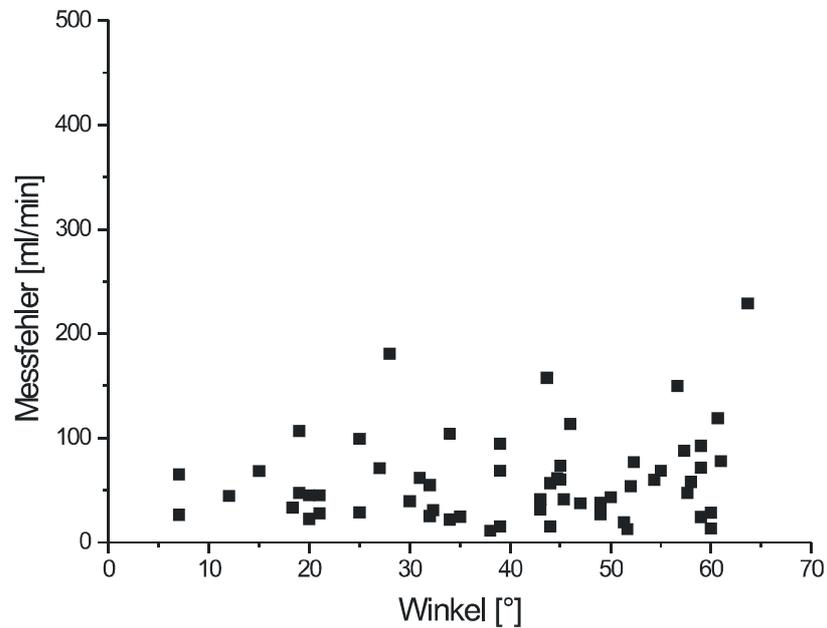


Diagramm 41: Darstellung des absoluten Messfehlers in Bezug zur Winkeleinstellung gemessen am Truncus coeliacus (Tag 2)

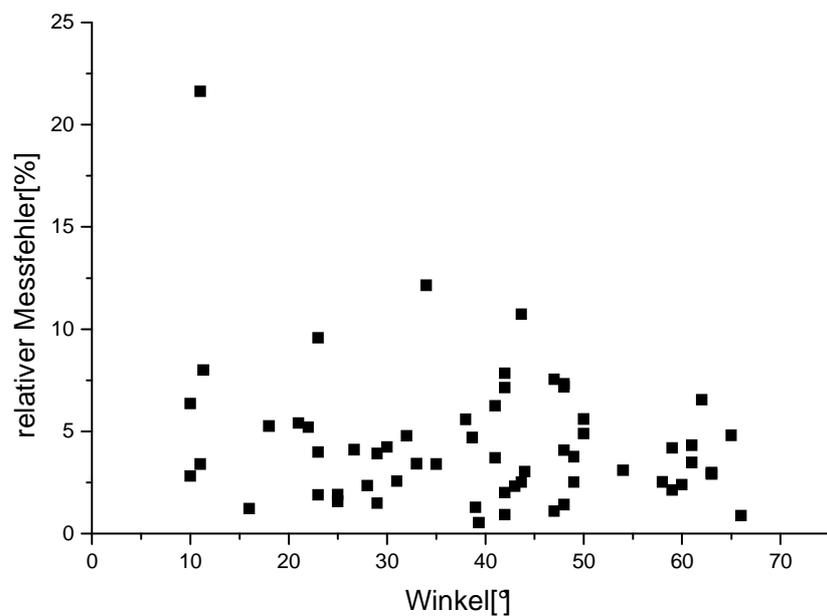


Diagramm 42: Darstellung des relativen Messfehlers in Bezug zur Winkeleinstellung gemessen am Truncus coeliacus (Tag 1)

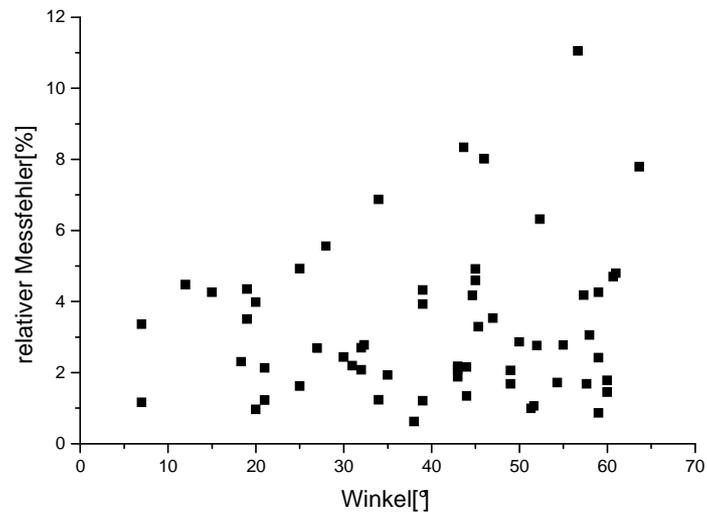


Diagramm 43: Darstellung des relativen Messfehlers in Bezug zur Winkeleinstellung gemessen am Truncus coeliacus (Tag2)

Einfluss von Körpergröße und Körpergewicht

Die Untersuchungen bezüglich der Beeinflussung der Flussrate auf Körpergröße und Körpergewicht wurden auch beim Truncus coeliacus durchgeführt. Dabei ergaben sich folgende Ergebnisse:

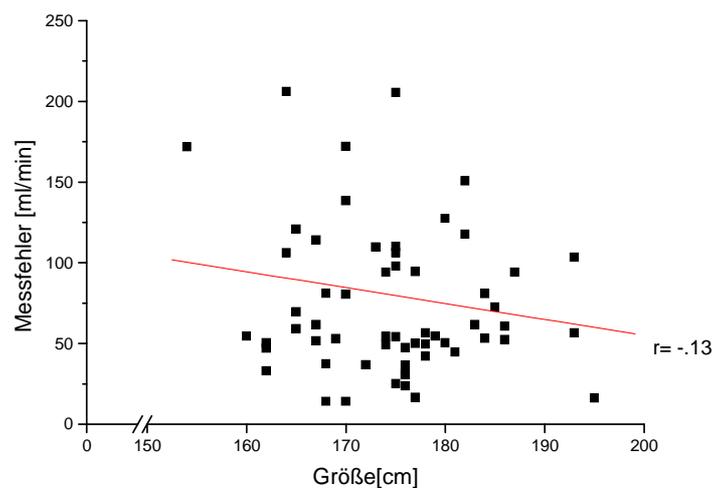


Diagramm 44: Darstellung des Messfehlers in Bezug zur Körpergröße gemessen am Truncus coeliacus (Tag 1)

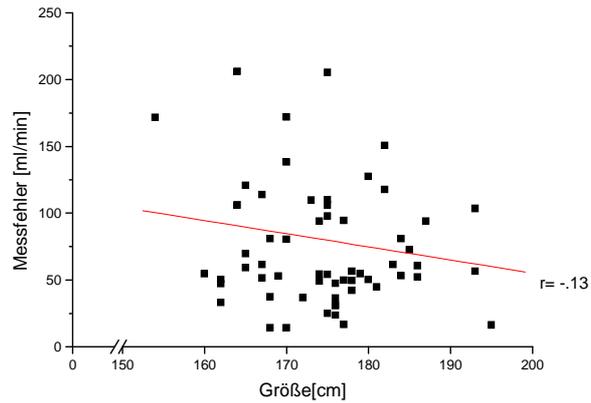


Diagramm 45: Darstellung des Messfehlers in Bezug zur Körpergröße gemessen am Truncus coeliacus (Tag 2)

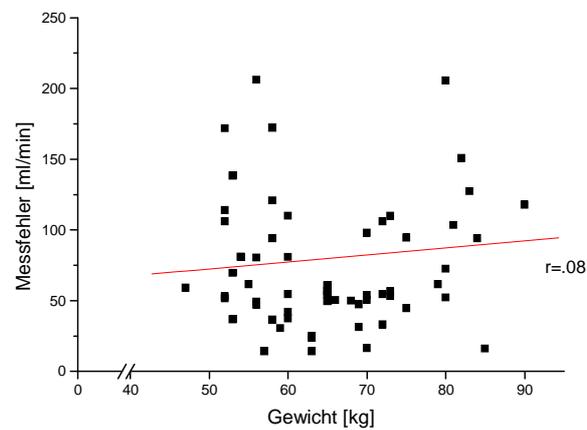


Diagramm 46: Darstellung des Messfehlers in Bezug auf das Körpergewicht gemessen am Truncus coeliacus (Tag 1)

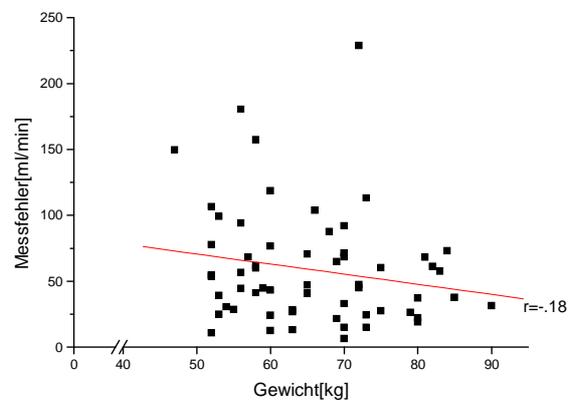


Diagramm 47: Darstellung des Messfehlers in Bezug auf das Körpergewicht gemessen am Truncus coeliacus (Tag 2)

Wie in 3.1.1 beschrieben, veränderte sich bei der *A. mesenterica superior* die Flussrate durch Zunahme des Körpergewichtes. Beim Truncus coeliacus ist weder durch die Zunahme der Körpergröße noch durch die Zunahme des Körpergewichtes eine Zunahme der Flussrate zu erkennen (Größe T1: $r=-.15$, T2: $r=-.13$; Gewicht T1: $r=-.15$, T2: $r=-.07$).

3.2.2 Resistant-Index

Zur Auswertung des Resistant-Index beim Truncus coeliacus wurden wie bei der Flussrate die Daten von insgesamt 61 Probanden ($m=25$, $w=36$) verwendet. Hier zeigten sich in der zuvor durchgeführten Interkorrelationsanalyse hochsignifikante Ergebnisse für die Messwerte untereinander (T1: $r_{12}=.62$, $p<.01$, $r_{23}=.68$, $p<.01$, $r_{13}=.75$, $p<.01$, T2: $r_{12}=.42$, $p<.01$, $r_{23}=.52$, $p<.01$, $r_{13}=.61$, $p<.01$). Die Korrelation beider Mittelwerte (T1, T2) war nicht so stark wie bei der Flussrate. Der Korrelationskoeffizient beträgt hier $r=.55$. Das Konfidenzintervall (Δx) des Mittelwertes lag am ersten und am zweiten Tag zwischen 0,66 und 0,7.

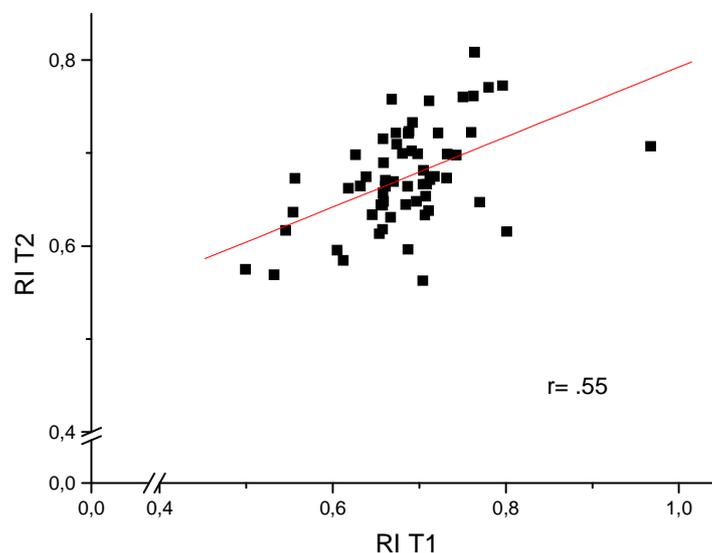


Diagramm 48: Vergleich der jeweiligen Mittelwerte des RI an zwei aufeinanderfolgenden Tagen mit Angabe der Gesamtkorrelation

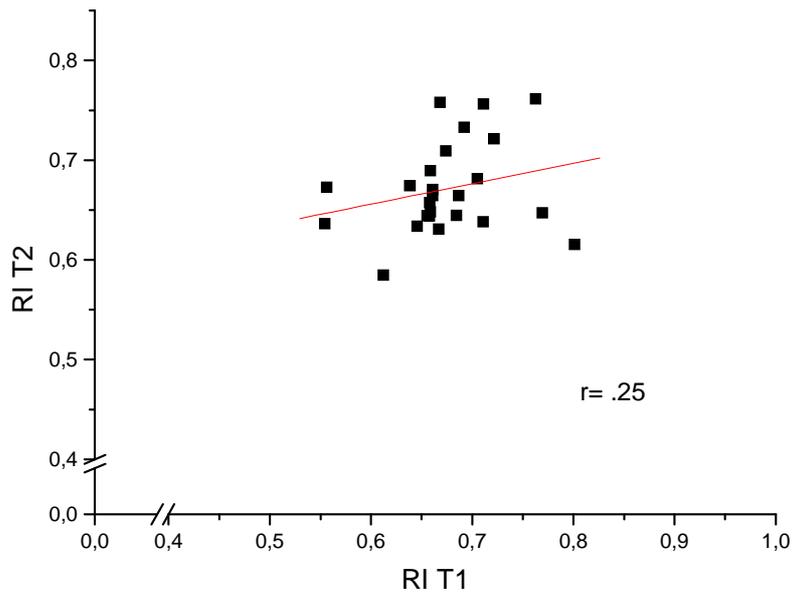


Diagramm 49: Vergleich der RI- Mittelwerte an zwei aufeinanderfolgenden Tagen bei allen männlichen Probanden gemessen am Truncus coeliacus

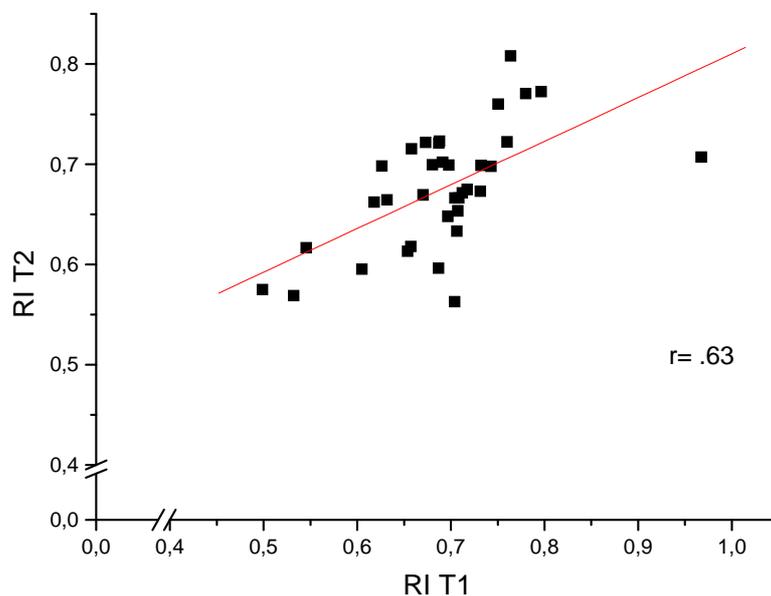


Diagramm 50. Vergleich der RI-Mittelwerte an zwei aufeinanderfolgenden Tagen bei allen weiblichen Probanden gemessen am Truncus coeliacus

Bei Vergleich der geschlechtsspezifischen Werte ergibt sich für das weibliche Geschlecht im Mittel ein höherer RI als für das männliche Geschlecht.

Tabelle 3-9: Vergleich der Mittelwerte des RI bei männlichen und weiblichen Probanden

Geschlecht	Mittelwert RI T1	Mittelwert RI T2	Korrelation r
männlich (n=25)	0,67	0,67	.25,p<.01
weiblich (n=36)	0,69	0,68	.63,p<.01

Die Messung des Resistant-Index am Truncus coeliacus an verschiedenen Tagen zeigt im Vergleich zur Flussrate sowohl insgesamt als auch bei der Aufteilung nach dem Geschlecht eine deutlich geringere Korrelation, doch besteht kein signifikanter Unterschied bei den Mittelwertpaaren. Beim weiblichen Geschlecht ist der Zusammenhang deutlich höher ($r_{\text{weiblich RI}}=.63$, $r_{\text{männlich RI}}=.25$). Dies könnte unter anderem an den insgesamt stabileren Messwerten bei Frauen, die aus den meist besseren Schallbedingungen resultieren, liegen. Der Standardmessfehler (absoluter Fehler) betrug am ersten und zweiten Messtag 0,01, der relative Fehler betrug am ersten Messtag 1,45%, am zweiten 1,47%. Der Resistant-Index des Truncus coeliacus liegt nach Literaturangaben [50] zwischen 0,60 und 0,75 (Pourcelot-Index). Hier noch einmal graphisch der Standardmessfehler(absoluter Fehler) und der relative Fehler:

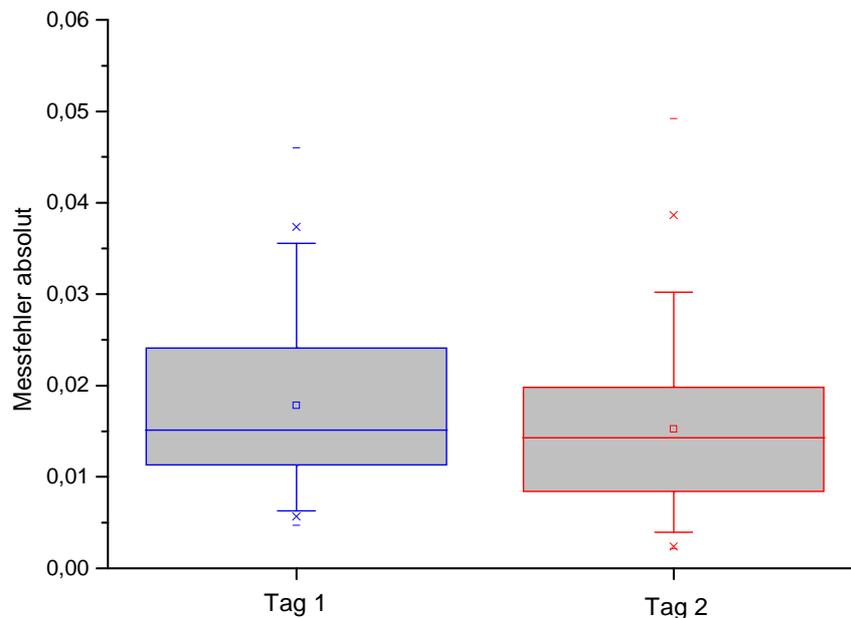


Diagramm 51: Darstellung des absoluten Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichung an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

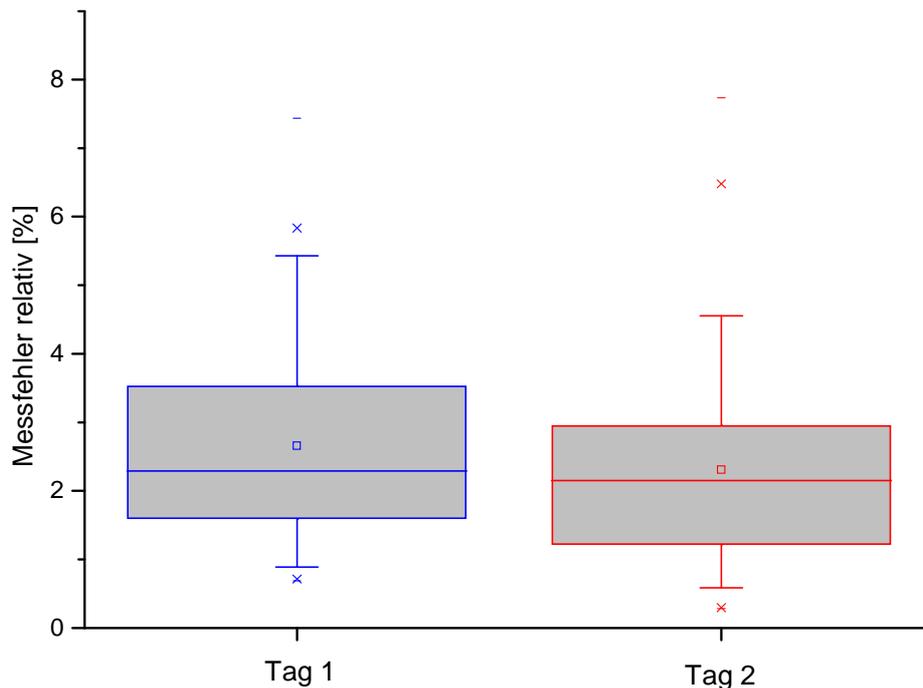


Diagramm 52: Darstellung des relativen Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichung an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

Tabelle 3-10: absoluter und relativer Messfehler beim RI an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

	Tag 1	Tag 2
Absoluter Messfehler	0,01	0,01
Relativer Messfehler (%)	1,45	1,47

3.2.3 Pulsatility-Index

Für den Pulsatility-Index wurden wiederum die Werte von insgesamt 61 Probanden verwendet.

Der Vergleich der beiden PI-Mittelwertpaare an T1 und T2 ergab einen Korrelationskoeffizienten von $r = .66$, $p < .01$. Die Interkorrelationsanalyse zeigte die Stabilität der Werte untereinander auf (T1: $r_{12} = .66$, $p < .01$, $r_{23} = .65$, $p < .01$, $r_{13} = .76$, $p < .01$, T2: $r_{12} = .49$, $p < .01$, $r_{23} = .68$, $p < .01$, $r_{13} = .58$, $p < .01$). Das Konfidenzintervall des Mittelwertes (Δx) lag am ersten Tag zwischen 1,2 und 1,32 und am zweiten Tag zwischen 1,2 und 1,3.

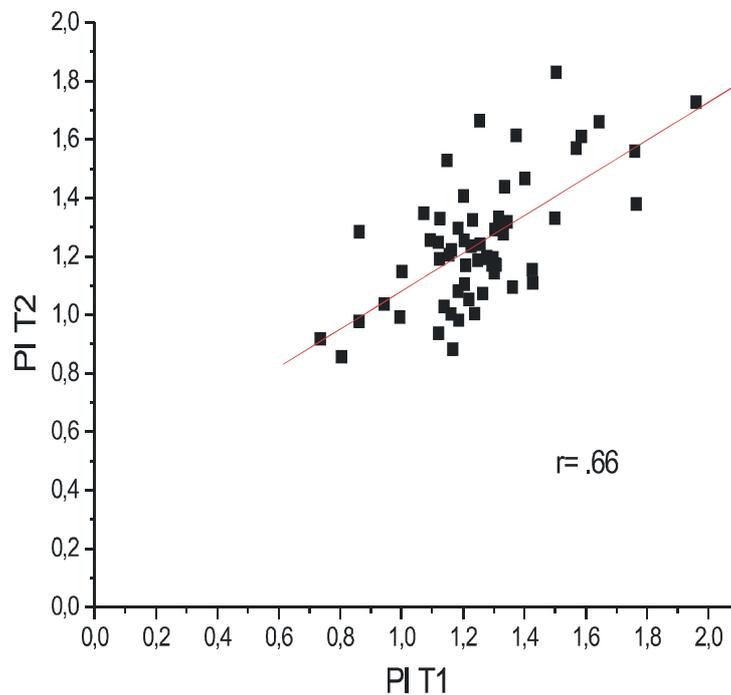


Diagramm 53: Vergleich der PI-Mittelwerte an zwei aufeinanderfolgenden Tagen mit Angabe der Gesamtkorrelation gemessen am *Truncus coeliacus*

Auch beim Pulsatility-Index wurden beide Geschlechter getrennt ausgewertet.

Tabelle 3-11: Vergleich der beiden Mittelwerte beim PI an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

Geschlecht	Mittelwert PI T1	Mittelwert PI T2	Korrelation r
männlich (n=25)	1,26	1,27	.46, $p < .01$
weiblich (n=36)	1,25	1,23	.77, $p < .01$

Der PI lag im Mittel beim weiblichen Geschlecht niedriger als beim männlichen Geschlecht.

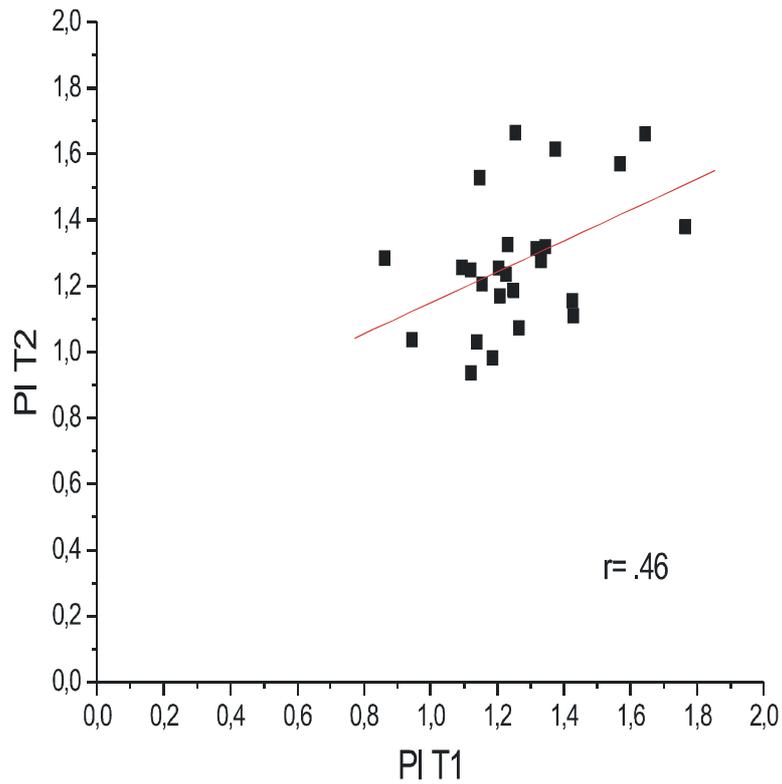


Diagramm 54: Vergleich der PI-Mittelwerte an zwei aufeinanderfolgenden Tagen bei den männlichen Probanden gemessen am Truncus coeliacus

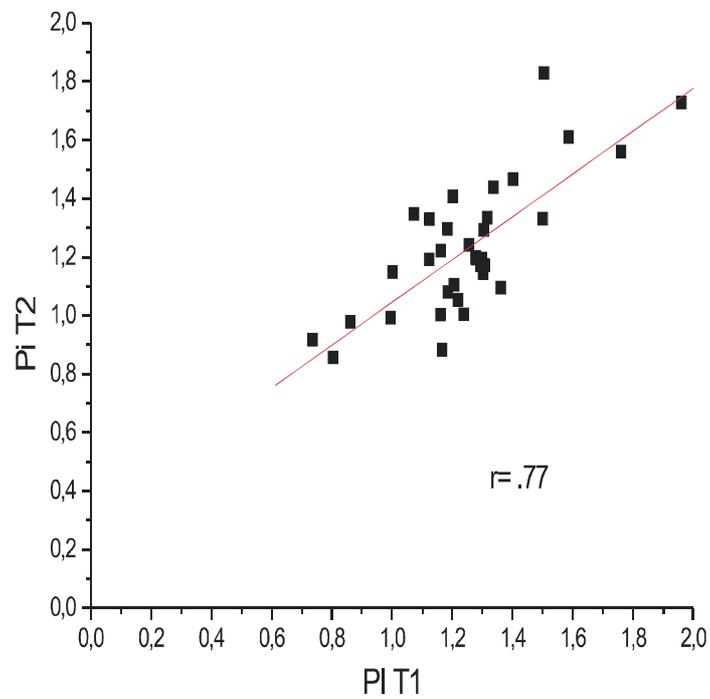


Diagramm 55: Vergleich der PI-Mittelwerte an zwei aufeinanderfolgenden Tagen bei den weiblichen Probanden gemessen am Truncus coeliacus

Der Korrelationskoeffizient lag beim weiblichen Geschlecht mit $r=.77$ deutlich höher als beim männlichen Geschlecht $r=.46$, was auch an der Regressionsgeraden gut ersichtlich ist.

Die Fehlerberechnung wurde ebenfalls für den PI durchgeführt, dabei ergaben sich folgende Ergebnisse:

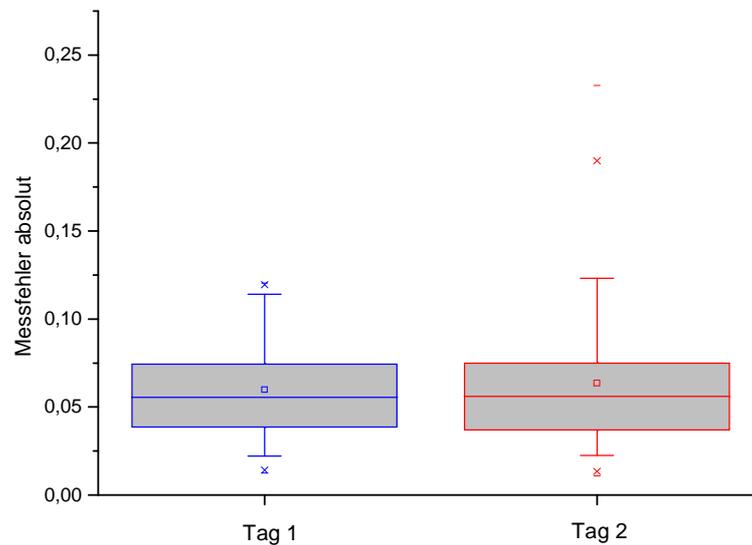


Diagramm 56: Darstellung des absoluten Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichung an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

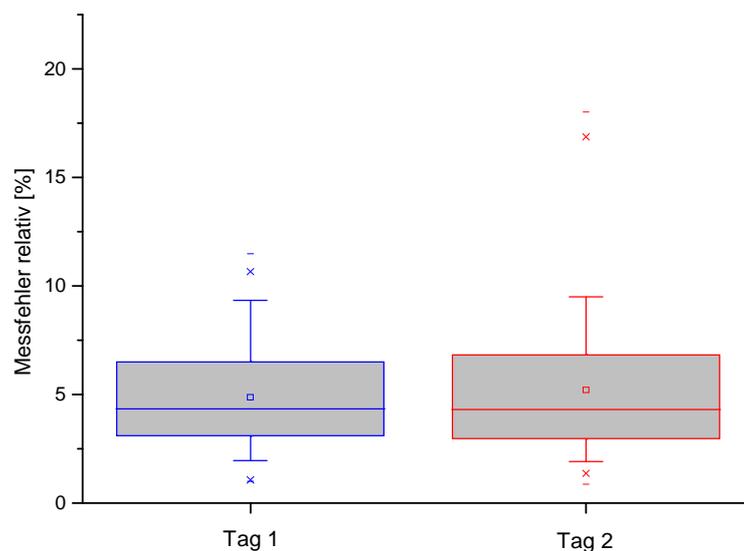


Diagramm 57: Darstellung des relativen Messfehlers mit Mittelwert, Median sowie der Standardabweichung an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

Tabelle 3-12: absoluter und relativer Messfehler beim PI an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

	Tag 1	Tag 2
Absoluter Messfehler	0,06	0,06
Relativer Messfehler (%)	4,9	5,2

An diesen Darstellungen ist zu erkennen, dass die Mittelwerte der Messfehler an beiden aufeinanderfolgenden Tagen annähernd identisch sind und somit die Reproduzierbarkeit dieses Parameters bekräftigen.

4 DISKUSSION

4.1 Messmethode

Seit ihrem Aufkommen um 1960 [45] haben die Ultraschallmethoden für die Gefäßuntersuchung große Fortschritte gemacht.

Gerade die quantitative Messung des Blutflusses einzelner Gefäße mithilfe der Duplexsonographie gewinnt aufgrund seiner Nicht-Invasivität immer mehr an Attraktivität für den klinischen Alltag.

Um die klinische Zuverlässigkeit der Flussraten-, Resistant-Index- und Pulsatility-Indexmessungen verschiedener Gefäße, im speziellen der A. mesenterica superior und des Truncus coeliacus festlegen zu können, müssen stichhaltige Studien zum Beleg durchgeführt werden. In dieser Studie wurden zunächst ausschließlich Mittelwerte von Messungen an den oben genannten beiden Gefäßen verglichen. Damit konnten dann Aussagen über die Stabilität bzw. die Reproduzierbarkeit solcher duplexsonographischer Messungen gemacht werden. Diese Fragestellung wurde bisher nach erschöpfender Literaturrecherche [2],[25],[28][34] noch nicht untersucht.

Die A. mesenterica superior wurde in 90% der Untersuchungen (n=81), der Truncus coeliacus in 84% der Untersuchungen identifiziert. Dies zeigt eine hohe Rate an Auffindbarkeit der Gefäße, wobei anzufügen ist, dass unsere untersuchten Personen mit der Vorbedingung einer Nüchternphase von mindestens 8 Stunden untersucht wurden und somit ideale Schallbedingungen ohne Luftüberlagerungen zeigten. Ebenso war der Anteil an jungen, schlanken Personen relativ hoch (Range 18-42 Jahre).

Um herauszufinden, ob sich innerhalb des Messzeitraumes bei den Messungen eine Lernkurve eingestellt hat, wurde der Messfehler (absolut und relativ) der ersten Hälfte der Untersuchten mit dem Messfehler der zweiten Hälfte der Untersuchten verglichen. Dabei zeigte sich, dass sowohl Korrelation als auch absoluter sowie relativer Fehler bei beiden Gruppen nahezu identisch sind. Somit kann festgestellt werden, dass der Messfehler nicht durch die Lernkurve beeinflusst wurde.

Um eine exakte Aussage über die Reproduzierbarkeit der Messungen machen zu können, sollten die Werte theoretisch, ausgehend von einer Normalverteilung, siehe

auch 3.1.1, in 95% der Fälle innerhalb der ersten Standardabweichung des Mittelwertes liegen.

Dies zeigte sich auch in dieser Untersuchung (siehe dazu auch Ergebnisteil: 3.1.1,3.2.1).

Einige Grundvoraussetzungen mussten vor Beginn der Untersuchung standardisiert werden, um gegebenenfalls Störfaktoren zu eliminieren, bzw. diese bei jeder Untersuchung auf demselben Niveau zu halten. Dazu gehörten zunächst die Benutzung ein und desselben Gerätes für die gesamte Studie, eine bei jedem Probanden eingehaltene Nüchternphase von mindestens 8 Stunden, eine Ruhephase vor Beginn der Untersuchung von 15 Minuten und das Nichtvorhandensein von für die Untersuchung relevanten Grunderkrankungen. Eine Veröffentlichung von Zoli et al. aus dem Jahre 1996 [61] zeigt ebenso auf, dass stabile Werte bei Messungen verschiedener Parameter der A. mesenterica superior erzielt werden können, indem zuvor ein genaues Untersuchungsschema bzw. Richtlinien entwickelt werden, an die der entsprechende Untersucher sich hält. So konnten die Fehlerquellen in der vorliegenden Studie, auf die später noch eingegangen wird genau definiert werden. Warum dennoch einige Abweichungen zu den Werten in anderen Studien verzeichnet wurden, soll nun im einzelnen diskutiert werden.

4.2 A. mesenterica superior

Tabelle 4-1: Darstellung der Mittelwerte aller Probanden bei der A. mesenterica superior

n	Flow (ml/min)	RI	PI
67	850,06±306,57	0,89±0,04	3,30±0,47

Die A. mesenterica superior konnte bei dieser Untersuchung in 86-93% der untersuchten Personen aufgefunden werden, wobei sich der erste Prozentwert auf den ersten und der zweite Prozentwert auf den zweiten Messtag bezieht. Im allgemeinen ist die A. mesenterica superior ein Gefäß, das duplexsonographisch unter gegebenen Bedingungen (Nüchternphase, schlanker Patient) sehr gut identifiziert werden kann. Dass am Ende die Ergebnisse von nur 67 von 81 untersuchten Personen verwendet werden konnten, erklärt sich unter anderem aus

oben angegebenen Prozentangaben. Nur Messungen von beiden Tagen konnten zur Berechnung einer Korrelation benutzt werden [4],[8],[11][16],[36][24] .

Duplexsonographische Messungen im Bereich einzelner Gefäßsegmente erfordern die zuverlässige Auffindung des Gefäßes in seinen Achsen, um die korrekte Winkeleinstellung und die Annahme, dass der Blutfluss parallel zu seiner Achse verläuft, zu erlauben. Deshalb wurden die Messungen dieser Studie an der A. mesenterica superior standardisiert, gleich 1cm nach dem Abgang der Aorta durchgeführt.

4.2.1 Flussrate

Die Flussrate wurde mithilfe der manuell nachgefahrenen Hüllkurve eines Dopplerspektrums durch das Duplexsonographiegerät berechnet. Dies macht einen Teil des Messfehlers aus, worauf später noch ausführlich eingegangen wird. Jedoch zeigen sich bei den Messungen zur Flussrate in der hier vorliegenden Studie eindeutig höhere Werte im Vergleich zu anderen Autoren. Eine Studie zur Messung der Flussrate der A. mesenterica superior von Quamar aus dem Jahre 1986 [39] als Beispiel gibt einen mittleren Messwert von 517 ± 18 ml/ min an. Scheurlen maß Werte von 471 ± 18 ml/min [46]. Hierbei sei darauf hingewiesen, dass die Probandenzahl der vorliegenden Studie meist höher ist als die von anderen vergleichbaren Studien ([39]: n=50).

In der Veröffentlichung von Scheurlen et al. [46] wurde auch, im Gegensatz zu dieser Studie, kein signifikanter Unterschied in der Flussrate beider Geschlechter gefunden. Dafür seien noch einmal zur Veranschaulichung die Ergebnisse dieser Untersuchung in nachfolgender Tabelle angeführt:

Tabelle 4-2: Darstellung der Mittelwerte sowie der Korrelationen bei männlichen und weiblichen Probanden an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

Geschlecht	Mittelwert Tag 1	Mittelwert Tag 2	Korrelation r
männlich (n= 29)	964,44 ml/ min	920,89 ml/ min	.82,p<.01
weiblich (n= 38)	765,14 ml/ min	793,65 ml/ min	.89,p<.01

Es zeigt sich, dass die weiblichen Probanden eine niedrigere Flussrate aufweisen. Es stellte sich die Frage, weshalb dies so sein könnte. Wir untersuchten dafür den

Einfluss von Körpergröße und Gewicht auf die Flussrate. Dabei stellten wir fest, dass mehr das Gewicht als die Körpergröße einen Einfluss auf die Flussrate hat (Korrelation Gewicht T1: $r=.29, p<.01$, T2: $r=.40, p<.01$). Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass bei gleicher Körpergröße aber unterschiedlichem Gewicht auch ein unterschiedliches Herzzeitvolumen besteht, was nach ausgiebiger Literaturrecherche[14],[57] nicht untermauert werden kann. So kann diese Beziehung zwischen Gewicht und Flussrate allenfalls als These dargestellt werden (siehe auch 4.5.1 und 4.5.3), für die Belegung dieser These sind noch weiterführende Studien notwendig.

4.2.2 Resistant-Index

Die Messung des Resistant-Index (RI) ergab in unserer Studie einen Mittelwert von $0,89 \pm 0,04$ für $n=67$ ($r_{\text{gesamt}}=.51, p<.01$). Huck et al.[20] geben hierfür Normalwerte von $RI= 0,65-0,82$ an, wobei keine Angabe zur Anzahl der Probanden gemacht wurden. Die etwas höheren Werte in der hier vorliegenden Studie sind ebenfalls auf die in 4.2.1 bereits diskutierten Fehlerquellen zurückzuführen, wobei jedoch speziell darauf hingewiesen sei, dass der Resistant-Index vom Dopplerwinkel unabhängig ist. Die möglichen Ursachen für höhere Messergebnisse dieses Parameters in dieser Studie liegen dabei wohl eher in der biologischen Variation der untersuchten Probanden, auf die später genauer eingegangen werden soll. Allerdings sei auch darauf hingewiesen, dass mehrere Studien ähnliche Werte für den RI der *A. mesenterica superior* angeben ([17]: $n=17$; $RI= 0,84$, [9]: $n=30$; $RI=0,89$, [15]: $n=22$; $RI=0,89$), wobei hier wiederum in den meisten Fällen eine kleinere Studienteilnehmeranzahl vorhanden war.

4.2.3 Pulsatility-Index

Für den Pulsatility-Index wurde in dieser Studie ein Mittelwert von $3,30 \pm 0,47$ ($r_{\text{gesamt}}=.80, p<.01$) gemessen. In der Literatur wird dieser Wert mit $2,9 \pm 0,59$ bei Geelkerken et al. [16] oder $3,1 \pm 0,47$ bei Perko et al.[36] angegeben. Hier zeigen sich also im Vergleich zu anderen Studien keine Unterschiede bei den Messergebnissen.

Für die Aufteilung der Geschlechter beim Pulsatility-Index ergaben sich folgende Mittelwertunterschiede:

Tabelle 4-3: Darstellung der Mittelwerte sowie der Korrelationen bei männlichen und weiblichen Probanden beim PI an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

Geschlecht	Mittelwert T1	Mittelwert T2	Korrelation r
männlich (n= 29)	3,30	3,29	.77,p<.01
weiblich (n= 38)	2,83	2,83	.76,p<.01

Es zeigt sich auch hier, dass der Pulsatility-Index beim weiblichen Geschlecht niedriger war. Ebenso zeigte sich deutlich, dass der Pulsatility-Index bei der ausführlichen Korrelationsanalyse in 3.1.3. ein stabiler Wert ist. Somit kann unseren Daten zufolge gezeigt werden, dass der Pulsatility-Index, ebenso wie die Flussrate und der Resistant-Index durch sehr hohe Korrelationen Parameter sind, die in Wiederholungsmessungen stabil sind.

4.3 Truncus coeliacus

Die Messung des Truncus coeliacus gestaltete sich in ihrer Durchführung im Vergleich zu der bei der A. mesenterica superior nicht ganz so einfach. Weil die Aufzweigung in seine drei Äste schon nahe nach dem Abgang aus der Aorta erfolgt, musste immer anhand des Flussmustersignales kontrolliert werden, ob bei der Messung der Hauptstamm getroffen war. Zur Auffindung der einzelnen abdominalen Gefäße ist neben der korrekten Darstellbarkeit im B- Bild ebenso die Kenntnis der einzelnen Dopplersignale wichtig und vor allem nützlich, da jedes Gefäß ein ihm eigenes Flusssignal besitzt, siehe auch 2.3.1. Diese Eigenheiten der einzelnen Gefäße des Truncus coeliacus werden anschaulich in einer frühen Veröffentlichung von Taylor et al. aus dem Jahre 1985 beschrieben [57]. Dieses Wissen nutzten auch wir zur optimalen Identifizierung und zur Darstellung des Truncus coeliacus.

Der Tr. coeliacus wurde in beschriebener Weise in 79-88% der Probanden gemessen und die Messergebnisse ausgewertet. Wie bei der A. mesenterica superior bezieht sich die erste Prozentzahl auf den ersten Messtag, die zweite auf

den zweiten Messtag. Es konnten die Ergebnisse von 2 Messtagen von insgesamt 61 Probanden verwendet werden. Im Gegensatz zu anderen Arbeiten zeigt unsere Arbeit eine sehr hohe Anzahl an Probanden. Die hohe Stichprobenzahl spricht ebenfalls für eine hohe Aussagekraft unserer Ergebnisse.

4.3.1 Flussrate

Die Flussrate des Truncus coeliacus wurde von 61 Probanden (n=61, männlich=25, weiblich=36) verwertet. Es ergaben sich dabei folgende Mittelwerte:

Tabelle 4-4: Darstellung des Mittelwertes sowie der Standardabweichungen bei der Flussrate des Truncus coeliacus bei männlichen und weiblichen Probanden an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

Geschlecht	Mittelwert/Standardabweichung	Mittelwert/Standardabweichung
	T1	T2
männlich (n=25)	1764,61±492,83ml/min	1742,10±473,09ml/min
weiblich (n=36)	2016,42±680,80ml/min	1954,973±675,12ml/min

In einer 1985 von Quamar et al. [38] veröffentlichten Studie wurde für Flussraten am Truncus coeliacus ein Mittelwert von 703 ml/ min angegeben. Dieser Wert weicht erheblich von den in dieser Studie gemessenen Mittelwerten für die Flussrate ab (s.o.). Auch in einer Veröffentlichung von Sieber [51] werden deutlich niedrigere Werte angegeben (Basalwerte: 700-1100 ml/min). Einerseits kann dies an dem Messfehler dieser Studie liegen (und hier besonders an der manuell erstellten Hüllkurve um das Dopplersignal), der im Einzelnen noch diskutiert werden wird, andererseits wurden bei beiden oben angegebenen Arbeiten die Messungen durch verschiedene Untersucher durchgeführt und danach gemittelt. Dies wurde in der hier vorliegenden Studie nicht durchgeführt.

Die Mesenterialgefäße werden insgesamt mit ca.24% des Herzzeitvolumens versorgt [48]. Bei 80ml/kg Körpergewicht Herzminutenvolumen in Ruhe und einem mittleren Körpergewicht von 67,3 Kg bei den hier gemessenen 61 Probanden ergibt dies ein mittleres Herzminutenvolumen von 5384 ml/min. Rechnerisch käme man somit auf eine mittlere Flussrate von 1290 ml/min. Dieser Wert kann somit als Kontrollwert

unabhängig von der Sonographie herangezogen werden. Damit kann man sehen, dass der von uns gemessene Mittelwert sehr hoch ist, die Fehlermöglichkeiten bzw. der Messfehler werden ausführlich in 4.4 diskutiert. Der Korrelationskoeffizient r für die Flussrate gesamt des Truncus coeliacus wurde mit $r=.88$ für $p<.01$ berechnet. Bei der Aufteilung der Geschlechter wurden die Korrelationskoeffizienten mit $r_{\text{weiblich}}=.88$, $p<.01$ und $r_{\text{männlich}}=.86$, $p<.01$ errechnet.

Dies bedeutet ebenfalls, dass die Wiederholungsmessungen sehr stabil sind. Somit konnte bei diesem Parameter mit den hier gemessenen Werten bewiesen werden, dass er sich in Wiederholungsmessungen unter denselben Umständen konstant zeigt. Dies bedeutet, dass eine Änderung des Wertes im klinischen Alltag mit einer wirklichen Veränderung der Gefäßbedingungen einhergehen kann.

4.3.2 Resistant-Index

Für die Messung des Resistant-Index ergaben sich folgende Mittelwerte:

Tabelle 4-5: Darstellung des Mittelwertes sowie der Korrelationen beim RI bei männlichen und weiblichen Probanden an beiden aufeinanderfolgenden Tagen

Geschlecht	Mittelwert T1	Mittelwert T2	Korrelation r
männlich (n= 25)	0,67	0,67	.25,p<.01
weiblich (n= 36)	0,69	0,68	.63,p<.01

Die hier gemessenen Mittelwerte des Resistant-Index stimmen mit Werten aus der Literatur [20] RI=0,69-0,75,[26] RI=0,44-0,67,[4] RI=0,66-0,82 gut überein.

Die Interkorrelationsanalyse beim RI zeigte jedoch deutlich niedrigere, wenn auch noch signifikante Korrelationen an

$$r_{\text{gesamt}} = .55, p < .01$$

$$r_{\text{männlich}} = .25, p < .01$$

$$r_{\text{weiblich}} = .63, p < .01$$

Hypothetisch kann festgestellt werden, dass der Resistant-Index des Truncus coeliacus diesen Daten zufolge keinen zuverlässigen Wert darstellt.

4.3.3 Pulsatility-Index

Die Ergebnisse der Messungen des Pulsatility-Index ergaben folgende Mittelwerte:

Tabelle 4-6: Darstellung der Mittelwerte sowie der Korrelationen beim PI bei männlichen und weiblichen Probanden an beiden aufeinanderfolgenden Tagen.

Geschlecht	Mittelwert T1	Mittelwert T2	Korrelation r
männlich (n= 25)	1,26	1,27	.46,p<.01
weiblich (n= 36)	1,25	1,23	.77,p<.01

In der Literatur konnten zum Pulsatility-Index des Truncus coeliacus nur wenig Vergleichswerte gefunden werden. Mikkonen et al. [26] beschreiben hier jedoch vergleichbare Ergebnisse (PI=1,1-1,4). Für die Ergebnisvalidität spricht jedoch, dass die Werte bei wiederholter Messung keine signifikanten Unterschiede und eine hohe Korrelation zeigen.

Auffällig ist, dass die Zuverlässigkeit der Messungen beim weiblichen Geschlecht deutlich höher ist, was wahrscheinlich auf die Tatsache zurückzuführen ist, dass ein Großteil unserer weiblichen Probanden sehr schlank war, die Wiederholungsmessungen deshalb einfacher und genauer waren.

Für den RI und PI beim Truncus coeliacus ergaben sich nicht so hohe Korrelationen wie bei den übrigen Parametern, dennoch waren die Unterschiede nicht hochsignifikant, was zur Folge hat, dass die Frage, ob die Methode der Duplexsonographie eine zuverlässige ist, hier eindeutig dargelegt werden kann.

4.4 Der Messfehler

Jede Einzelmessung ist naturgemäß mit einem Fehler behaftet. Um diesen Fehler möglichst gering zu halten, ist es in der Medizin, aber auch in anderen Disziplinen, üblich, mehrere Messungen zu bestimmen und den Mittelwert als Näherung an den wahren Messwert anzunehmen. Dabei weist folglich dieser Mittelwert aus Einzelmessungen einen Standardfehler auf, der in dieser Arbeit berechnet wurde. Es wurde hier zum einen der absolute Fehler als Standardfehler des Mittelwertes und

zum anderen der relative Fehler, welcher der Quotient von absolutem Fehler zum Mittelwert des jeweiligen Parameters ist berechnet.

Der berechnete Messfehler in dieser Studie ist bedingt durch die 3 folgenden Komponenten:

1. die manuelle Winkeleinstellung
2. die manuell erstellte Hüllkurve um das Dopplersignal/ die Messung des Gefäßdurchmessers
3. die biologische Variation eines jeden einzelnen Probanden

Diese drei Komponenten sollen nun im einzelnen diskutiert werden.

4.4.1 Die manuelle Winkeleinstellung

Die Winkeleinstellung wird in vielen Veröffentlichungen [34][42] zu diesem Thema als ein Haupt-Störfaktor beschrieben. Um ein möglichst störungsfreies Ergebnis zu bekommen war daher eine exakte Einstellung des Winkels unbedingt notwendig. Wir bemühten uns in der hier vorliegenden Arbeit, die Winkeleinstellung möglichst konstant zu halten. So lagen insgesamt 89% der Messungen im Bereich eines Winkels von 30-60°. In einer Arbeit von Rizzo et al. [44] aus dem Jahre 1990 wurde die Messgenauigkeit der Flussrate in Abhängigkeit von der Winkeleinstellung untersucht. Er zeigte dabei auf, dass im Bereich des Winkels zwischen 80-90° eine erhebliche Ungenauigkeit bei der Messung der Flussrate besteht und dass nur eine exakte Angabe über den Parameter Flussrate im Bereich zwischen 30° und 60° gemacht werden kann. Ebenso beschrieb er, dass bei einem Winkel von 70° eine 25%ige Wahrscheinlichkeit besteht, die Flussrate falsch zu messen. In beiden Thesen wurde jedoch keine Aussage über den relativen Messfehler getroffen. Dies wurde auch in den hier vorliegenden Messungen berücksichtigt. In der unten aufgeführten Graphik ist zur Veranschaulichung noch einmal der Standardmessfehler des Mittelwertes in Abhängigkeit von der Winkeleinstellung der drei Messungen am Beispiel der *A. mesenterica superior* der einzelnen Tage aufgezeigt (ein analoges Ergebnis zeigt sich beim *Truncus coeliacus*).

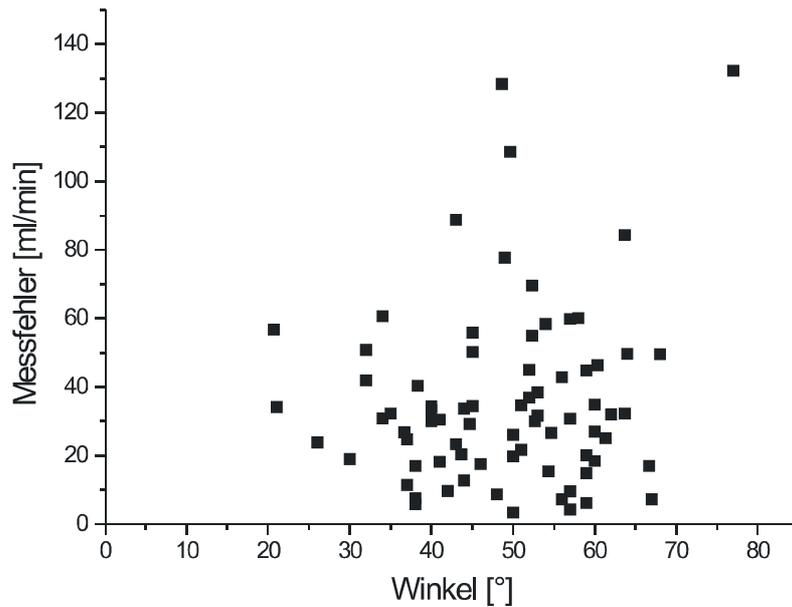


Diagramm 58: Darstellung des Messfehlers in Bezug auf die Winkeleinstellung (Tag 1) am Beispiel der *A. mesenterica superior*

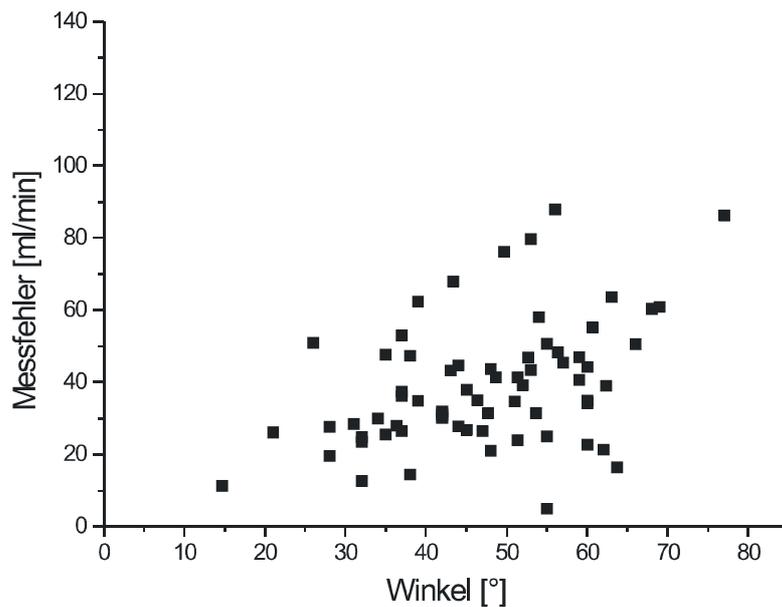


Diagramm 59: Darstellung des Messfehlers in Bezug auf die Winkeleinstellung (Tag 2) am Beispiel der *A. mesenterica superior*

Es wird deutlich, dass insgesamt 89% der Messungen im optimalen Bereich, nämlich zwischen 30 und 60° lagen. Mit Zunahme des Winkels steigt hier der Messfehler an ($r=.27$, $p>.05$). Nach Berechnung einer multiplen Regression (stepwise) zur

Vorhersagung der Flussrate des zweiten Tages mit den Prädiktoren Flussrate des ersten Tages sowie Winkeleinstellung des zweiten Tages ergibt sich eine zusätzliche Varianzaufklärung durch den Winkel von 3,5% bei der A. mesenterica superior. Dies bedeutet, dass durch den Vorgang der manuellen Winkeleinstellung der gesamte Messfehler insgesamt zu 3,5% quantifizierbar ist (siehe auch 3.1.1).

Die Einstellung des Winkels hat besonders bei der Diagnostik der sehr tief im Gewebe liegenden abdominalen Gefäße eine größere Bedeutung als zum Beispiel bei der Diagnostik der sehr oberflächlich verlaufenden Ae. Carotides. Dennoch wurden bisher keine wissenschaftlich fundierten Studien zur Messgenauigkeit des Blutflusses bei einer Winkeleinstellung $>70^\circ$ erstellt. Leider können auch wir aufgrund der sehr geringen Anzahl der Probanden, die mit einer Winkeleinstellung $> 70^\circ$ gemessen wurden, keine exakte Aussage darüber treffen, ob sich bei einem so flachen Winkel nur der absolute, aber nicht der relative Messfehler ändert.

4.4.2 Die manuell erstellte Hüllkurve um das Dopplersignal zur Berechnung der Flussrate sowie die manuelle Einstellung des Gefäßdurchmessers

Um zum Wert der Flussrate zu gelangen, muss ein Dopplersignal mit einer Hüllkurve manuell umfahren werden (2.3.2). Dies bedeutet, dass durch ein nicht zu standardisierendes Messverfahren Fehler entstehen, die im Gegensatz zur Winkeleinstellung nicht quantifizierbar sind. In einigen Arbeiten wird deshalb auch nur von kalkulierter Flussrate gesprochen[35][63]. Leider konnten bei der Literaturrecherche auch keine Schätzwerte über die Größe des Fehlers gefunden werden, ebenso wenig, wie sehr er das Messergebnis beeinflusst. Wenn jedoch die Hüllkurve zu „großzügig“ erstellt wurde und damit die maximalen Geschwindigkeiten zu hoch wären, würde damit auch die Flussrate zu hoch sein (wie z.B. angenommen bei unseren Messungen der Flussrate am Truncus coeliacus). Das Gleiche gilt für die manuelle Einstellung des Gefäßdurchmessers: wenn der Gefäßdurchmesser zu groß gemessen wurde, indem man beispielsweise bei einem pulsierenden Gefäß den maximalen und den mittleren Durchmesser genommen hat, führt dies ebenfalls zu einer zu hohen Flussrate.

4.4.3 Biologische Variation des Individuums

Die dritte, den Messfehler beeinflussende Komponente ist die am wenigsten quantifizierbare. Biologische Variation eines jeden einzelnen Probanden bedeutet, dass keine exakte Angabe darüber zu treffen ist, ob sich individuelle Vitalparameter auf die Messwerte auswirken (Entspanntheit, Trainingszustand etc.).

Zusammenfassend wird der auftretende Messfehler somit von den insgesamt drei hier beschriebenen Komponenten maßgeblich beeinflusst. Leider ist nur eine Komponente, der Sonographiewinkel zur Flussrichtung quantitativ einzugrenzen und zu beeinflussen. Dies bedeutet, dass ein Großteil der Fehlerentstehung nur abzuschätzen und nicht zu beeinflussen ist.

4.5 Varianten in Abhängigkeit diverser Faktoren

4.5.1 Unterschiede bei der Geschlechtsaufteilung

In unserer Studie ist bei allen drei Parametern (Flussrate, RI und PI) bei Aufteilung nach Geschlecht ein signifikanter Unterschied zu sehen. Dieser Unterschied zeigte sich am deutlichsten bei der Messung der Flussraten. Dieser Unterschied wurde in anderen Arbeiten, wie zum Beispiel bei Lilly et al. [25], gegenteilig beschrieben. Hier wurde kein Unterschied bei der Messung von PI, RI und der Flussrate zwischen weiblichen und männliche Probanden beschrieben. Auch eine Veröffentlichung von Quamar et al. aus dem Jahre 1986 [39] zeigt weder eine signifikante Änderung des Blutflusses in der A. mesenterica superior bei Aufteilung der Untersuchten nach Geschlecht, noch ein Anstieg der Messwerte mit zunehmendem Alter der Probanden. Es sei jedoch bemerkt, dass die Zahl der Testpersonen in angegebenen Arbeiten im Vergleich zu unserer Arbeit deutlich geringer war.

Bei männlichen Personen >50 Jahren bestehen zusätzlich erhebliche Probleme bei der Auffindbarkeit abdomineller Gefäße aufgrund von oftmals erhöhtem subkutanem Fettgewebe sowie Gasüberlagerungen [34]. Diese Tatsache stört bei einem Alter der Probanden zwischen 18 und 42 Jahren jedoch nicht signifikant unsere Messergebnisse. Auch waren vor allem die weiblichen Probanden nahezu alle sehr

schlank und baten deshalb gerade bei der Messung am Truncus coeliacus beste Messbedingungen.

4.5.2 Einfluss von Nahrung auf den Blutfluss

Eine vorhergehende Nüchternphase von ≥ 8 Stunden setzten wir für unsere Messungen bei jedem Probanden voraus, nicht zuletzt, um die Auffindbarkeit der Gefäße und die Messungen zu erleichtern. Eine Nüchternphase war jedoch vor allem wichtig, um die Studie unter standardisierten Bedingungen durchführen zu können. Die Probanden wurden während der 24 Stunden zwischen den beiden Untersuchungstagen nicht stationär überwacht. Dies bedeutet, dass wir auf die Kooperation unserer Probanden angewiesen waren, da die Nüchternphase von 8h vor einer Untersuchung nicht kontrolliert werden konnte.

Erste Untersuchungen bezüglich der Veränderung des Blutflusses in der A. mesenterica superior und im Truncus coeliacus nach oraler Nahrungsaufnahme stammen von Moneta et al [27]. Sie untersuchten die Auswirkungen von verschiedenen Nahrungskomponenten auf den Blutfluss und stellten dabei fest, dass keiner der Mess-Parameter sich im Truncus coeliacus nach Nahrungsaufnahme verändert, in der A. mesenterica superior jedoch ein signifikanter Anstieg des Blutflusses zu verzeichnen ist.

In einer von Geelkerken et al. 1998 veröffentlichten Studie [16] wurden bei 14 gesunden Probanden ebenso die Auswirkungen der Stimulation durch eine Mahlzeit auf die Flussrate, den RI und den PI untersucht. Hier wurden die Werte zunächst ebenfalls nach einer Nüchternphase gemessen. Die Arbeit zeigte auf, dass die Stimulation durch eine Mahlzeit keine statistische Relevanz im Bezug auf die Veränderung der Messwerte ergibt.

Eine gegenteilige Aussage darüber treffen Quamar et al. [38], die in einer Veröffentlichung zeigen, dass kurz nach Einnahme einer Flüssigmahlzeit (405 kcal.) der Blutfluss des Truncus coeliacus auf 38% seines Ausgangswertes ansteigt.

Eine Aussage hierzu existiert ebenfalls in einer Studie von Lilly et al. aus dem Jahre 1989 [25], in der 9 gesunden Probanden zunächst eine Mahlzeit verabreicht wurde, und dann Glucagon und Vasopressin i.v. verabreicht wurde. Auch hier zeigte sich nach der Mahlzeit im Bereich der A. mesenterica superior und im Bereich des Truncus coeliacus ein signifikanter Anstieg der Flussrate.

In einer Studie von Dautat et al. aus dem Jahre 1994 [9] wurde u.a. der RI der A. mesenterica superior untersucht und 15, 30, 45 und 60 Minuten nach Einnahme einer Flüssigmahlzeit gemessen. Dabei wurde ein deutlicher Abfall des RI beobachtet.

In einer umfassenden Studie von Sieber et al. [51] aus dem Jahre 1994 wird von einer Steigerung des Blutflusses auf bis zu 300% seines Ausgangswertes nach Nahrungsaufnahme berichtet. Die Anstiege betreffen v.a. die diastolischen Werte aufgrund arteriolärer Vasodilatation. In einer Studie zur Messung der Flussrate nach Einnahme von einer Mahlzeit bei Patienten (n=12) mit orthostatischer Hypotension zeigte sich postprandial eine deutliche Senkung der Flussrate. Diese Senkung korrelierte mit dem postprandialen Blutdruckabfall.

Es wird deutlich, dass in Publikationen kontroverse Aussagen bezüglich der Nahrungsaufnahme und deren Änderung auf die gemessenen Parameter der A. mesenterica superior und des Truncus coeliacus gemacht wurden.

Im klinischen Alltag empfiehlt es sich deswegen, wenn möglich, duplexsonographische Messungen in der Nüchternphase vorzunehmen.

4.5.3 Beziehung zwischen Körpergröße und Körpergewicht

In der hier vorliegenden Arbeit wurden die Probanden in einem Fragebogen gebeten, Angaben über Körpergröße und Körpergewicht zu machen. Es sollte die Frage untersucht werden, ob Körpergröße und/oder Körpergewicht einen Einfluss auf die Flussrate nehmen. Die Ergebnisse seien hier noch einmal gezeigt:

Arteria mesenterica superior:

r Flussrate-Körpergröße T1	=.08
r Flussrate-Körpergröße T2	=.13
r Flussrate-Körpergewicht T1	=.21
r Flussrate-Körpergewicht T2	=.34

Bei der A. mesenterica superior war zu sehen, dass mehr das Körpergewicht als die Körpergröße im Zusammenhang mit dem Anstieg der Flussrate stehen. Die Beeinflussung bei Körpergröße und Körpergewicht war jedoch nicht signifikant (Signifikanzniveau $p < .05$). In Beziehung auf den Zusammenhang zwischen Körpergewicht bzw. Körpergröße und Flussrate siehe auch 4.2.1. Hier wurde die

These erörtert, ob sich durch ein höheres HZV (Herz-Zeitvolumen) bei höherem Körpergewicht die Flussrate ändert. Belegt werden konnte dies jedoch nicht.

Truncus coeliacus:

┌ Flussrate-Körpergröße T1	= .13
┌ Flussrate-Körpergröße T2	= .23
┌ Flussrate-Körpergewicht T1	= .08
┌ Flussrate-Körpergewicht T2	= .18

Bei den Messdaten des Truncus coeliacus besteht kein Zusammenhang zwischen Körpergewicht bzw. Körpergröße und der gemessenen Flussrate. Die Frage steht, warum bei der A. mesenterica superior zumindest ein scheinbarer Zusammenhang zwischen Körpergewicht und Flussrate besteht, welcher beim Truncus coeliacus nicht besteht. Eine Schlussfolgerung kann nicht gezogen werden, auch in der Literatur konnten keine Arbeiten gefunden werden, die ein solches oder ähnliche Probleme diskutierten.

4.5.4 Beeinflussung durch Herzfrequenz und Blutdruck

An beiden aufeinanderfolgenden Tagen wurde vom Untersucher bei den Probanden vor der Untersuchung Herzfrequenz und Blutdruck gemessen. Es sollte geprüft werden, ob ein Zusammenhang zwischen Blutdruck bzw. der Herzfrequenz und der Flussrate besteht.

Im Folgenden nochmals die Korrelationen:

A. mesenterica superior:

┌ Blutdruck-Flussrate T1	= .17
┌ Puls-Flussrate T1	= .11
┌ Blutdruck-Flussrate T2	= .18
┌ Puls-Flussrate T2	= .19

Truncus coeliacus:

r Blutdruck-Flussrate T1 = .17

r Puls-Flussrate T1 = .10

r Blutdruck-Flussrate T2 = .15

r Puls-Flussrate T2 = .10

Es ist deutlich ersichtlich dass es keinen Zusammenhang zwischen den gemessenen Vitalparametern Herzfrequenz und Blutdruck und der gemessenen Flussrate gibt. Zu diesem Ergebnis kamen auch Tani et al. [56]. Die Flussrate und deren Änderung verhält sich unabhängig von Blutdruck und Herzfrequenz.

4.5.5 Einfluss von Nikotinaufnahme

Die untersuchten Personen wurden im Fragebogen auch hinsichtlich ihrer Nikotingewohnheiten befragt. So konnten wir eine Gruppe von Rauchern mit einer Gruppe von Nichtrauchern vergleichen und prüfen, ob sich durch die inhalative Aufnahme von Nikotin die Flussrate in den Abdominalgefäßen ändert. Hierzu wurden die Mittelwerte und die Messfehler der Flussrate verglichen:

Tabelle 4-7: Vergleich der Mittelwerte bei Rauchern mit Nichtrauchern an beiden aufeinanderfolgenden Tagen an der A. mesenterica superior

A.mesenterica superior:

	Mittelwert T1 (ml/min)	Mittelwert T2 (ml/min)
Raucher (n=11)	787,55	721,32
Nichtraucher (n=56)	863,95	873,75

Tabelle 4-8: Vergleich der Mittelwerte bei Rauchern und Nichtrauchern an beiden aufeinanderfolgenden Tagen am Truncus coeliacus

Truncus coeliacus:

	Mittelwert T1 (ml/min)	Mittelwert T2 (ml/min)
Raucher (n=10)	1765,04	1666,58
Nichtraucher (n=50)	1940,79	1906,21

Die Ergebnisse zeigen, dass die Mittelwerte der Flussrate bei Rauchern um ca. 100 ml/min niedriger sind, wobei die Unterschiede nicht signifikant sind (A. mesenterica superior: Tag1: $p=0,45$; Tag 2: $p=0,13$; Truncus coeliacus: Tag1: $p=0,42$; Tag2: $p=0,26$). Dies gilt sowohl für die A. mesenterica superior als auch für den Truncus coeliacus. Laut den in dieser Untersuchung erhobenen Daten kann es keinen Zusammenhang zwischen Nikotinaufnahme und Änderung der Flussrate geben. Eine Erklärung hierfür könnte die Vasokonstriktion der Gefäße durch den Schadstoff Nikotin und der damit verbundene Minderdurchfluss sein, was in anderen Arbeiten ausführlich beschrieben wird [30][55]. Unsere Anzahl an Rauchern war allerdings gering, sodass die Aussagekraft unserer Daten in bezug auf den Nikotineinfluss nur gering ist.

4.5.6 Einfluss hormonaler Kontrazeptiva auf die gemessenen Parameter

Perko et al. beschrieben in ihrer Veröffentlichung von 1993 [34], dass die Einnahme von diversen Medikamenten den Blutfluss in unterschiedlicher Weise beeinflussen kann. Zu diesen Medikamenten gehören ebenso orale Kontrazeptiva. In unserer Studie wurde durch die Einnahme von hormonalen Kontrazeptiva ($n=17$ für AMS und $n=16$ für T.c.) ebenso ein Einfluss auf die Flussraten in den beiden untersuchten Gefäßen beobachtet.

Tabelle 4-9: Vergleich der Mittelwerte bei weiblichen Probanden mit Pille und weiblichen Probanden ohne Pille an beiden aufeinanderfolgenden Tagen an der A. Mesenterica superior.

A. mesenterica superior	Mittelwert T1 (ml/min)	Mittelwert T2 (ml/min)
Fluss weiblich +Pille ($n=17$)	618,27	675
Fluss weiblich ohne Pille ($n= 21$)	884,02	889,70

Tabelle 4-10: Vergleich der Mittelwerte bei weiblichen Probanden mit Pille und weiblichen Probanden ohne Pille an beiden aufeinanderfolgenden Tagen am Truncus coeliacus

Truncus coeliacus	Mittelwert T1(ml/min)	Mittelwert T2 (ml/min)
Fluss weiblich+Pille ($n=16$)	1962,10	1810,21
Fluss weiblich ohne Pille ($n= 19$)	2192,95	2076,88

Es zeigte sich, dass weibliche Probanden, die regelmäßig orale, hormonale Kontrazeptiva einnehmen, eine niedrigere Flussrate aufweisen als diejenigen, die keine Kontrazeptiva einnehmen, jedoch ist auch hier der Unterschied zwischen denjenigen weiblichen Probanden, welche die Pille einnahmen und denen ohne Pille nicht signifikant (A.mesenterica superior T1: $p=0,34$; T2: $p= 0,47$, Truncus coeliacus: T1: $p=0,41$; T2: $p=0,13$). Eine mögliche Erklärung könnte die Auswirkung von Östrogen auf das Herz-Zeitvolumen sein. Derartige Zusammenhänge konnten jedoch in der Literatur nicht aufgefunden werden.

4.5.7 Einfluss von körperlicher Arbeit auf den Blutfluss

Quamar et al. untersuchten 1987 [40] den Einfluss von körperlicher Anstrengung auf den Blutfluss in der A. mesenterica superior. Bei 16 Testpersonen wurde nach einem 15minütigen Ergometertraining der Blutfluss gemessen. Es zeigte sich dabei sofort nach Beendigung des Trainings ein Abfall des Blutflusses um 43% des Ausgangswertes. Dies bekräftigt die Aussage, dass während körperlicher Anstrengung ein Rückgang der abdominalen Blutzirkulation zugunsten der Versorgung der Muskulatur stattfindet.

Unsere Arbeit bietet keine Vergleichswerte, die Untersuchungen wurden, wie schon beschrieben in einer Ruhephase durchgeführt.

4.6 Eigene Messungen im Vergleich zu Krankheitswerten

Bei einer Vielzahl von abdominalen Erkrankungen spielt die Duplexsonographie eine immer größere Rolle, wie zum Beispiel bei chronisch entzündlichen Darmerkrankungen, ebenso bei Leberzirrhosen und anderen Lebererkrankungen.

In einigen Veröffentlichungen, welche die Aktivität einer **Colitis Ulcerosa** oder eines **M. Crohn** mit Hilfe der Duplexsonographie untersuchten, wurde ein Anstieg des Blutflusses bei Crohnpatienten, sowie ein Abfall des Resistant-Index beobachtet. Eine zusammenfassende Tabelle mit Vergleich der eigenen Messungen ist untenstehend aufgeführt. Die Tatsache des Anstieges ist auf eine angiographisch in einigen Studien bestätigte Neovaskularisation im Bereich der abdominalen Gefäße zurückzuführen.

Tabelle 4-11: Messungen anderer Autoren an der A. mesenterica superior bei Patienten mit M. Crohn

Autoren	Patientenzahl [n]	Flow [ml/min]	RI	PI
Oostayen et al. 1994 [32]	10	1588±576 Werte bei Normalpersonen(n=10) : 417±147	0.77±0.11	-
Oostayen et al. 1997 [31]	12	826±407 Werte bei Normalpersonen(n=15): 323±103	-	-
Erden et al. 1997 [13]	22	1128±43 Werte bei Normalpersonen(n=22) : 643±19	-	
Byrne et al. 2001 [7]	19	-	0,84±0,02	2,45±0,2

Tabelle 4-12: Messungen anderer Autoren an der A. mesenterica superior bei Patienten mit Colitis ulcerosa.

Autoren	Patientenzahl [n]	Flow [ml/min]	RI	PI
Sigirci et al. 2001 [53]	25	605±263 Werte bei Normalpersonen(n=22): 483±64	0,85±0,04	3,1±0,52

Bei Patienten mit M. Crohn zeigt sich ein deutlicher Unterschied zwischen Gesunden und Kranken.

Tabelle 4-13: Eigene Messungen an der A. mesenterica bei Gesunden.

Probanden [n]	Flow [ml/min]	RI	PI
67	850,06±306,57 absoluter Fehler: 37,45ml/min relativer Fehler:4,3%	0,89±0,04 absoluter Fehler: 0,01 rel. Fehler: 1,1%	3,30±0,47 absoluter Fehler: 0,09 rel. Fehler: 2,3%

In allen Veröffentlichungen wird einstimmig postuliert, dass sich die Methode der Duplexsonographie zur Aktivitätsbestimmung von M. Crohn oder Colitis Ulcerosa sehr gut eignet.

Erste Studien zu diagnostischen Kriterien für die Identifizierung eines abdominellen, arteriellen Gefäßverschlusses mithilfe der Duplexsonographie stammen von Moneta et al. aus dem Jahre 1988 [27]. In einer Studie zur Diagnostik des akuten Mesenterialarterienverschlusses mithilfe der Duplexsonographie [8] von Danse et al. aus dem Jahre 1996 wurde die Durchführbarkeit dieser Methode geprüft und festgestellt, dass diese Art der Diagnostik bei einem Verschluss im Bereich der proximalen A. mesenterica superior sehr gute Ergebnisse aufweist. Bei diesem Krankheitsbild ist aufgrund seiner hohen Mortalität die schnelle und exakte Diagnostik und eine möglichst zügige Intervention lebensnotwendig. Dennoch gilt die Angiographie trotz der Invasivität und des hohen zeitlichen Aufwandes der Untersuchung zur Diagnostik des akuten Mesenterialverschlusses nach wie vor als Goldstandard. Eine zusammenfassende Tabelle verschiedener Autoren, die Aussagen über Stenosegrad und Blutfluss machten ist untenstehend aufgeführt.

Tabelle 4-14: Angaben verschiedener Autoren über Blutfluss bei Stenose bzw. Verschluss von A. mesenterica superior oder Truncus coeliacus.

Referenzen	Stenosegrad %	A. mesenterica superior			Truncus coeliacus		
		n	pV cm s^{-1}	EdV cm s^{-1}	n	pV cm^{-1}	EdV cm^{-1}
Bowersox[4]	>50	8	>300	>50	12	>132	>59
Moneta[27]	>70	6	≥ 275	>55	13	≥ 200	≥ 55
Perko[35]	>50	16	>300	>50	8	>200	>65
Zwolak[63]	>50	15	>300	>55	16	>200	>55

Dennoch zeigte eine Veröffentlichung von Segerer et al. aus dem Jahre 2000 [49] , dass die nicht-invasive Duplexsonographie bisher die Angiographie nicht ersetzen konnte, aber mehr und mehr als Suchtest eingesetzt wird.

Das typischerweise vorhandene Flussmuster bei einer Stenose >50% der A. mesenterica superior zeigt einen monophasischen Fluss ohne systolischen Peak und mit hohem enddiastolischen Fluss.

Zwolack et al. [62] postulierten in ihrer 1998 veröffentlichten Studie, dass die Methode der Duplexsonographie im Bereich der Diagnostik der chronischen Mesenterialischämie die Angiographie als Screeningmethode vollständig ersetzen sollte.

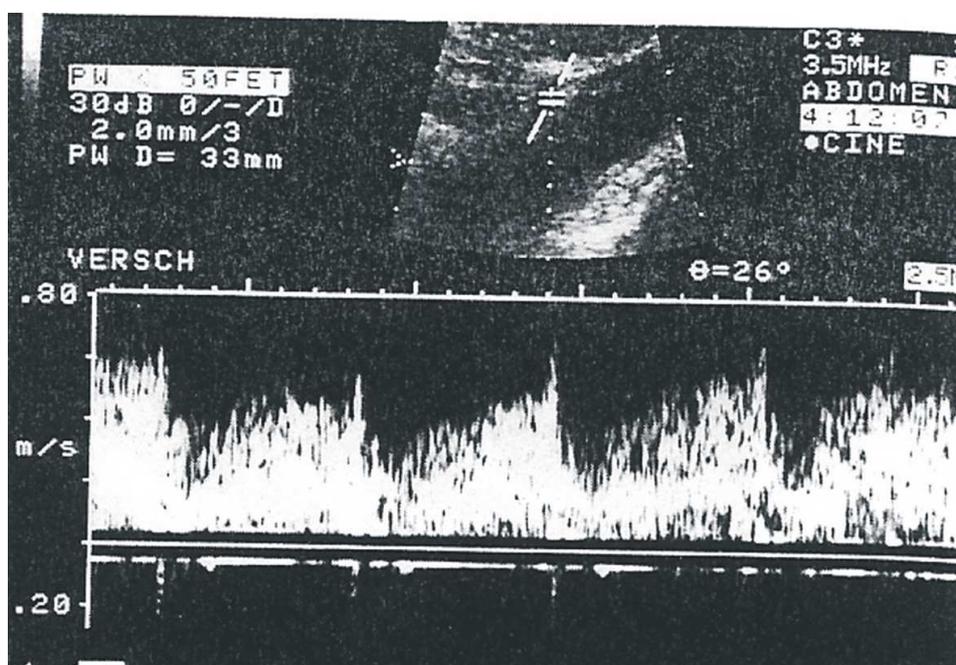


Abbildung 20: Duplexsonographie der A. mesenterica superior bei einer hochgradigen Stenose mit schlecht darstellbarem Signal ohne frühsystolischen Peak[49].

Der Vergleich der bei Normalpersonen erhobenen duplexsonographischen Messwerte in verschiedenen Studien zeigt erhebliche Unterschiede, und auch die in der vorliegenden Arbeit erhobenen Werte weichen zum Teil von den publizierten Werten der Literatur ab. Es ist deshalb für die Beurteilung von Messwerten bei Patienten unabdingbar, dass jeder Untersucher eine ausreichende Anzahl gesunder Probanden untersucht hat und seine eigenen Referenzwerte erstellt.

So wünschenswert es wäre, dass duplexsonographische Messwerte wie Flussraten untersucher- und geräteunabhängig sein sollten, so zeigt die vorliegende Untersuchung im Vergleich mit der Literatur jedoch, dass dies nicht der Fall ist. Die Gründe hierfür sind zuvor diskutiert worden.

4.7 Flussmuster

In einigen Veröffentlichungen wird deutlich hervorgehoben, dass Schwierigkeiten bei der Untersuchung auch durch Normvarianten der zu messenden Gefäße bestehen können. Diese Erfahrung konnten wir in unserer Studie nicht machen, da keiner unserer 81 Probanden eine solche Normvariante aufzuweisen hatte. Dennoch zeigten Zwolack et al. [63] in einer Zusammenfassung über mehrere Studien, dass Normvarianten im Bereich der Mesenterialgefäße bei insgesamt 20% der Gesamtpopulation zu finden sind. Davon fallen 17% auf den Ursprung der A. hepatica dextra aus der A. mesenterica superior und nicht wie normal aus der A. hepatica communis aus dem Truncus coeliacus (1.8, 1.8.2).

Trotzdem stellt er fest, dass die Kenntnis der Flussmuster und das Wissen, es könnte eine Anomalie vorhanden sein, einem erfahrenen Untersucher ausreichen sollte, um die Gefäße richtig zu identifizieren.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Bei einer Vielzahl von abdominellen Erkrankungen (z.B. Mesenterialarterieninfarkt, chronisch entzündliche Darmerkrankungen) spielt die farbkodierte Duplexsonographie als Diagnoseverfahren eine immer größere Rolle.

Um hierfür standardisierte Messverfahren einsetzen zu können, ist die Reproduzierbarkeit duplexsonographischer Messungen an gesunden Probanden Voraussetzung. Die vorliegende Studie befasst sich mit der Frage, ob durch Wiederholungsmessungen unter Standardbedingungen von einer Stabilität der Messungen ausgegangen werden kann.

Innerhalb eines Zeitraumes von sechs Monaten wurden 81 Probanden (42 männliche, 39 weibliche) an zwei aufeinanderfolgenden Tagen duplexsonographisch untersucht. Die gemessenen Parameter waren Flussrate [Flow, ml/min], Resistant-Index [RI] und Pulsatility-Index [PI] in den Gefäßen A. mesenterica superior und Truncus coeliacus. An jedem Versuchstag wurden 3 Messungen durchgeführt.

Vorraussetzung für die Studie war körperliche Gesundheit der Probanden und ein Nüchternzustand während der Messungen.

Nach Untersuchung der Probanden wurde zunächst eine Interkorrelationsanalyse durchgeführt, mit der die Korrelation der Parameter bezüglich der aufeinanderfolgenden Tage ermittelt wurde. Sodann wurde für jeden Parameter der absolute (Standardfehler des Mittelwertes) und der relative Messfehler ermittelt.

Der absolute Messfehler wurde als Standardmessfehler des Mittelwertes der 3 Messungen des einen Tages mit den 3 Messungen des Folgetages verglichen und berechnet, der relative Messfehler ist der Quotient aus dem absoluten Messfehler und dem Mittelwert der 6 Messungen der beiden Tage.

Mithilfe des Messfehlers sollte die Aussagekraft der Reproduzierbarkeit belegt werden.

Bei der A. mesenterica superior konnten die Messungen von n=67 Probanden, beim Truncus coeliacus von n=61 Probanden ausgewertet werden.

Für die **A. mesenterica superior** ergab sich für die Flussrate bei allen Probanden (n=67) eine Korrelation von $r=.86$ sowie eine Signifikanz von $p<.01$. Für die Flussrate

bei allen männlichen Probanden ($n=29$) $r=.82, p<.01$, für die Flussrate aller weiblicher Probanden ($n=38$) $r=.89, p<.01$; für RI gesamt $r=.51, p<.01$, RI männlich $r=.34, p<.01$, RI weiblich $r=.50, p<.01$; für PI gesamt $r=.80, p<.01$, PI männlich $r=.77, p<.01$, PI weiblich $r=.76, p<.01$. Die Berechnung des Messfehlers zeigte folgende Ergebnisse: Für die Flussrate betrug der absolute Messfehler 34,75ml/min am ersten Tag und 36,98ml/min am zweiten Tag, der relative Messfehler 4,2% am ersten und 4,4% am zweiten Messtag, für den RI betrug der absolute Messfehler 0,01, der relative Messfehler 1,1% an beiden Tagen. Beim PI ergab sich ein absoluter Messfehler von 0,12 und 0,11 und ein relativer Messfehler von 3,79% und 3,6%.

Für den **Truncus coeliacus** ergab sich für die Flussrate aller untersuchten Personen ($n=61$) eine Korrelation von $r=.88$ mit einer Signifikanz von $p<.01$, für die Flussrate der männlichen Personen ($n=25$) $r=.86, p<.01$, für die Flussrate der weiblichen Probanden ($n=36$) $r=.86, p<.01$; für RI gesamt $r=.55, p<.01$, RI männlich $r=.25, p<.01$, RI weiblich $r=.63, p<.01$; für PI gesamt $r=.66, p<.01$, PI männlich $r=.46, p<.01$, PI weiblich $r=.77, p<.01$. Bei der Berechnung des absoluten und relativen Messfehlers kam man zu folgenden Ergebnissen: Der absolute Messfehler für die Flussrate betrug am ersten Tag 80,31ml/min und am zweiten Tag 59,71 ml/min, der relative Messfehler hierbei am ersten Tag 4,4%, am zweiten Tag 3,3%, für den RI wurde der absolute Messfehler mit 0,01 an beiden Messtagen und der relative Messfehler am ersten Tag mit 1,45% und am zweiten Messtag mit 1,47% berechnet und für den PI ergab sich an beiden Tagen ein absoluter Messfehler von 0,06, der relative Messfehler betrug am ersten Tag 4,9% und am zweiten Tag 5,2%.

Für die oben aufgeführten Ergebnisse der Interkorrelationsanalyse wurden der Mittelwert aus den drei Messungen eines Tages mit dem Mittelwert der drei Messungen des nächsten Tages verglichen.

In der Gesamtheit zeigen die Messwerte an Tag 1 und Tag 2 hohe Korrelationen und niedrige Messfehler. Die Schwankungen der Mittelwerte sind kleiner als der absolute Messfehler. Dies bedeutet, dass mit dem getesteten Duplexsonographieverfahren bei Messungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten an derselben Person reproduzierbare Werte zu erzielen sind. Dies bestätigt die Aussagekraft des Messverfahrens.

6 LITERATURVERZEICHNIS

- [1] **ANGELSEN B.A.J. et al.:**
A theoretical study of the scattering of ultrasound from blood
IEE Trans Biomed Eng 27 (1980) 61-67
- [2] **BAUMGARTNER I. et al.:**
A Validation study on the intraobserver and Interobserver reproducibility of renal Artery duplex ultrasound
Ultrasound Med. Biol. 25 (1999) 225-231
- [3] **BENNINGHOFF et al.:**
Anatomie, Band I, 15., völlig neu bearbeitete Auflage
Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore (1994)
- [4] **BOWERSOX J.C. et al.:**
Duplex ultrasonography in the diagnosis of celiac and mesenteric Artery occlusive disease
J Vasc Surg 14 (1991) 780-8
- [5] **BRITTON I. et al.:**
Assessment of the role and reliability of sonographic postprandial flow response in grading Crohn's disease activity
Clin Radiol 53,8 (1998) 599-603
- [6] **BUIJS BALLOT C.H.D. et al.:**
Akustische Versuche auf der Niederländischen Eisenbahn, nebst gelegentlichen Bemerkungen zur Theorie des Hrn. Prof. Doppler
Annalen der Physik und Chemie,
Band LXVI, 1845, 321-351
- [7] **BYRNE M.F. et al.:**
Assessment of Crohn's Disease Activity by Doppler Sonography of the superior mesenteric Artery, clinical evaluation and the Crohn's Disease Activity index: a prospective study
Clin Radiol. 56,12 (2001) 973-8
- [8] **DANSE, E. et al**
Acute Intestinal Ischemia due to occlusion of the superior mesenteric Artery: detection with Doppler Sonography
J Ultrasound Med 15 (1996) 323-326
- [9] **DAUZAT M. et al.:**
Meal induced changes in hepatic and splanchnic circulation : a noninvasive Doppler study in normal humans
Eur J Appl Physiol 68 (1994) 373-380
- [10] **DOPPLER C.:**
Über das farbige Licht der Doppelsterne und einiger anderer Gestirne des Himmels
Abhandlungen der Königlich-Böhmischen Gesellschaft der Wissenschaften
1841-42, Band 2, Prag 1843, 465-482
- [11] **EIDT J. et al.**
Current Status of Duplex Doppler Ultrasound in the Examination of the Abdominal Vasculature
American J Surg 160 (1990) 604-609
- [12] **EMBREE P.M., O' BRIEN W.D. et al.:**
Pulsed Doppler accuracy assessment due to frequency-dependent attenuation and Rayleigh scattering error sources

- [13] **ERDEN A. et al.:**
superior mesenteric Artery Doppler waveform changes in response to inflammation of the ileocecal region
Abdom Imaging 22,5 (1997) 487-8
- [14] **FUJIMURA et al.:**
Effect of perturbations and a meal on supery mesenteric Artery flow in patients with orthostatic hypotension
J Aut nerv syst 67 (1997) 15-23
- [15] **GEELKERKEN R.H. et al**
Pitfalls in the diagnosis of origin stenosis of the coeliac and superior mesenteric Arteries with transabdominal color duplex examination
Ultrasound Med Biol 22 (1996) 695-700
- [16] **GEELKERKEN R.H. et al.:**
Duodenal Meal Stimulation Leads to Coeliac Artery Vasoconstriction And superior mesenteric Artery Vasodilatation: An Intra-Abdominal Ultrasound study
Ultrasound Med Biol 24 (1998) 1351-1356
- [17] **GIOVAGNORIO F.:**
Doppler Ultrasonography of the upper mesenteric Artery in chronic intestinal inflammation
Radiol Med (Torino) 1-2 (1999) 43-7
- [18] **GOSLING R. G., KING D. H. et al.:**
Arterial assessment by Doppler- shift ultrasound
Proc Roy Soc Med 67 (1974) 447-449
- [19] **HEINRICH, ULF et al.:**
Farbkodierte Duplexsonographie von Gefäßstenosen: Experimentelle Untersuchungen zur Hämodynamik.
Würzburg, Universität, Fachbereich Radiologie, Diss. ,1993
- [20] **HUCK K. et al.:**
Kursbuch Doppler- und Duplexsonographie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (2001)
- [21] **KASSAM M. et al.**
Quantification of carotid Arterial disease by Doppler ultrasound
IEEE Ultrasonics Symposium 1982, 675-680
- [22] **KLEWS P. M. et al.:**
Physik und Technik der farbkodierten Duplexsonographie
Thieme, Stuttgart, New York (1993) 248- 295
- [23] **KOPP H., LUDWIG M. et al.:**
Checkliste Doppler- und Duplexsonographie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (2001)
- [24] **KUBALE R., STIEGLER H. et al.:**
Farbkodierte Duplexsonographie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (2002)
- [25] **LILLY M.P. et al.:**
Duplex Ultrasound measurement of changes in mesenteric flow velocity with pharmacologic and physiologic alteration of intestinal blood flow in man
J vasc surg 9 (1989) 18-25
- [26] **MIKKONEN RH et al.:**
Reliability of Doppler-Ultrasound in follow-up studies
Acta Radiol. 39,2 (1998) 193-9

- [27] **MONETA G.L. et al.:**
Duplex Ultrasound Measurement of Postprandial Intestinal Blood Flow: Effect of Meal composition
Gastroenterology 95(1988) 1294-301
- [28] **MOSTBECK G. et al.:**
Duplexsonographie und farbkodierte Duplexsonographie viszeraler GefäÙe bei abdominalen Erkrankungen
Wien klin Wochenschr 104/8 (1992) 227-233
- [29] **NEUERBURG-HEUSLER D., HENNERICI M.**
GefäÙdiagnostik mit Ultraschall
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1999)
- [30] **NOBLE M et al.:**
A comparison of cutaneous vascular responses to transient pressure loading in smokers and nonsmokers
J Rehabil Res Dev 40,3 (2003) 283-8
- [31] **OOSTAYEN VAN J.A. et al.:**
Doppler Sonography Evaluation of superior mesenteric Artery Flow to Assess Crohn's Disease Activity
AJR 168 (1997) 429-33
- [32] **OOSTAYEN VAN J.A: et al.:**
Activity of Crohn Disease Assessed by Measurement of superior mesenteric Artery Flow with Doppler US
Radiology 193 (1994) 551-554
- [33] **PARKER K.J. et al.**
In-vivo measurements of ultrasound attenuation in normal or diseased liver
Ultrasound Med Biol 14 (1988) 127-136
- [34] **PERKO M.J. et al.:**
Duplex Ultrasonography of superior mesenteric Artery: Interobserver Variability
J Ultrasound Med 5 (1993) 259-263
- [35] **PERKO M.J. et al.:**
Duplex Ultrasound for Assessment of superior mesenteric Artery Blood Flow
Eur J Vasc Endovasc Surg 21 (2001) 106-117
- [36] **PERKO, M.J. et al.:**
Importance of diastolic velocities in the detection of celiac and mesenteric Artery disease by duplex ultrasound
J Vasc Surg 26 (1997) 288-93
- [37] **PSCHYREMBEL:**
Klinisches Wörterbuch, 257. Auflage
De Gruyter (1994)
- [38] **QUAMAR M.I. et al.:**
Transcutaneous Doppler ultrasound measurement of coeliac Axis blood flow in man
Br J Surg 72 (1985) 391-393
- [39] **QUAMAR M.I. et al.:**
Transcutaneous Doppler ultrasound measurement of superior mesenteric Artery blood flow in man
Gut 27 (1986), 100-105
- [40] **QUAMAR M.I. et al.:**
Effects of exercise on mesenteric blood flow in man
Gut 28 (1987) 583-587

- [41] **QUAMAR, M.I. et al.:**
Pulsatility Index of superior mesenteric Artery blood velocity waveforms
Ultrasound Med. Biol. 12 (1986) 773-776
- [42] **RAY- CHAUDHURI K. et al.:**
The Relationship between blood flow and Pulsatility Index in the superior mesenteric Artery at rest and during constrictor stimuli in normal subjects
J Clin Ultrasound 22 (1994) 149-160
- [43] **RIEGER H., SCHOOP W. et al.:**
Klinische Angiologie
Springer- Verlag Berlin Heidelberg New York
- [44] **RIZZO R.J. et al.:**
Mesenteric flow velocity variations as a function of angle of insonation
J Vasc Surg 11(1990) 688-94
- [45] **SATOMURA S.C. et al.:**
Study of flow patterns in peripheral arteries by ultrasonics
J Acoust Soc Jap 15 (1959) 151
- [46] **SCHEURLEN M. et al.:**
In Vivo Validation of Image- Directed Doppler Measurement of superior mesenteric Artery Blood Flow
J Clin Ultrasound 20 (1992) 19-26
- [47] **SCHMIDT G.**
Checkliste Sonographie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1997)
- [48] **SCHMIDT,R.F.**
Memorix Spezial Physiologie
VCH 1992
- [49] **SEGERER et al.:**
Angina Abdominalis: duplexsonographische Diagnostik und perkutane Revaskularisierung
VASA 29 (2000) 141-145
- [50] **SEITZ K., KUBALE R. et al.:**
Duplexsonographie der abdominalen und retroperitonealen Gefäße
VCH, Verlagsgesellschaft, Edition Medizin, Weinheim 1988
- [51] **SIEBER C. et al.:**
Intestinal phase of superior mesenteric Artery blood flow in man
Gut 33 (1992) 497-501
- [52] **SIEBER C.C. et al.:**
Duplexsonographie zur Diagnostik der viszeralen Durchblutung
Ultraschall in Med. 15 (1994) 248-252
- [53] **SIGIRCI A. et al.:**
Doppler sonography of the Inferior and superior mesenteric Arteries in ulcerative colitis
J Clin Ultrasound 29,3 (2001) 130-9
- [54] **SOBOTTA**
Atlas der Anatomie des Menschen, Band 2
Urban und Schwarzenberg, 20., neubearbeitete Auflage, München-Wien-Baltimore (1993)
- [55] **STONER L. et al.:**
The Relationship between blood velocity and conduit artery diameter, and the effects of smoking on vascular responsiveness
J Appl Physiol jan 16 (2004)

- [56] **TANI H. et al.:**
Splanchnic mesenteric capacitance bed in the postural tachycardia syndrome (POTS)
Auton Neurosci 28,86 (2000) 107-13
- [57] **TAYLOR K.J.W. et al.:**
Blood Flow in Deep Abdominal and pelvic Vessels : Ultrasonic Pulsed-Doppler Analysis
Radiology 154 (1985) 487-493
- [58] **TSCHAMMLER, ALEXANDER, DR. MED:**
Differentialdiagnose oberflächlicher Lymphknoten mit der farbkodierten Duplexsonographie
Würzburg, Universität, Fachbereich Radiologie, Diss., 1997
- [59] **WELLS P.N.T. et al. :**
Basic principles and Doppler physics
Raven Press, New York (1988) 1-25
- [60] **WELLS P.N.T. et al.:**
Absorption and dispersion of ultrasound in biological tissue
Ultrasound Med Biol 1 (1975) 369- 376
- [61] **ZOLI M. et al.:**
Interobserver and Inter-Equipment Variability of Echo- Doppler Sonographic Evaluation of the Superior Mesenteric Artery
J Ultrasound Med 15 (1996) 99-106
- [62] **ZWOLAK M. et al.:**
Mesenteric and Celiac duplex scanning : A validation study
J Vasc Surg 27 (1998) 1078-1088
- [63] **ZWOLAK M. et al.:**
Can Duplex Ultrasound Replace Arteriography in Screening for Mesenteric Ischemia
Seminars in Vasc Surg 12,4 (1999) 252-260

7 LEBENS LAUF

Cornelia Gindele
Elberfelder Straße 14
10555 Berlin

Persönliche Daten:

06.09.1974 geboren in Schwäbisch Hall
 Familienstand: verheiratet (05/2003),
 1 Sohn (07/2005)

Ausbildung:

1981 - 1985 Grundschule in Schwäbisch Hall
1985 - 1994 Gymnasium bei St. Michael, Schwäbisch Hall
 Allgemeine Hochschulreife

1994 – 1995 Freiwilliges Soziales Jahr an der Universitätsklinik
 Heidelberg, Innere Medizin

1995 – 2002 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-
 Maximilians-Universität München

März 1998 Ärztliche Vorprüfung (Physikum)

März 1999 1. Staatsexamen

April 2001 2. Staatsexamen

April 2002 3. Staatsexamen

Berufstätigkeit:

15. Oktober 2002- 30. Oktober 2003	Ärztin im Praktikum, Chirurgische Abteilung Dominikus Krankenhaus, Berlin
1. April - 13. September 2003	Ärztin im Praktikum, Gynäkologische Abteilung Park Klinik Weißensee, Berlin
14. September 2004	Ärztliche Approbation
14. September 2004- 30. September 2005	Assistenzärztin, Gynäkologische Abteilung Park Klinik Weißensee, Berlin
Seit 1. Mai 2006	regelmäßige Hospitation im Zentrum für Pränataldiagnostik Kudamm-199, Berlin

8 DANKSAGUNG

Mein persönlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. M. Gross für die Überlassung des Themas und die Unterstützung und konstruktive Kritik bei der Durchführung und Fertigstellung dieser Arbeit. Es wurde mir dadurch Gelegenheit gegeben, wertvolle Erfahrungen sowohl bei der Bearbeitung wissenschaftlicher Fragestellungen als auch in der klinischen Praxis zu sammeln.

Weiterhin möchte ich Herrn PD Dr. med. U. Schiemann danken, der mir bei der praktischen Durchführung der duplexsonographischen Untersuchungen wertvolle Anleitung gegeben hat.

Ebenso danke ich Frau J. Patika-Zoller, mit der ich die praktischen Untersuchungen durchgeführt habe.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, ohne deren Unterstützung mein Studium der Medizin und die Promotion nicht möglich gewesen wären.

Schließlich möchte ich meinem Ehemann Frank für die große mentale Unterstützung, sein fortwährendes Interesse und die wertvolle Mithilfe bei Layout und Fertigstellung dieser Arbeit danken.