

Aus der Abteilung für vegetative Physiologie
des Institutes für Physiologie des Universitätskrankenhauses Eppendorf
(Direktor: Prof. Dr. H. Ehmke)

Dopplersonographische Untersuchung der Leberperfusion in Ruhe
und Berücksichtigung der Regulation unter Belastung und postprandial
- eine experimentelle Studie zur Normwerterhebung

D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg

vorgelegt von

Holger Wiedemann

aus Hamburg

Hamburg 2000

Angenommen von dem Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 2. Oktober 2000

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg

Dekan: Prof. Dr. H.-P. Leichtweiß

Referent: Prof. Dr. E. Rumberger

Korreferent: Prof. Dr. H. Ehmke

Inhaltsverzeichnis

<u>1</u>	<u>Einleitung</u>	3
1.1	Problemstellung.....	5
1.2	Ziel der Arbeit.....	5
<u>2</u>	<u>Grundlagen</u>	7
2.1	Blutflußvolumen	7
2.2	Gefäßdurchmesserbestimmung	7
2.3	Doppler-Frequenzspektren und Blutflußgeschwindigkeit	9
2.3.1	„sample volume“	9
2.3.2	Dopplerfrequenzspektrum	10
2.3.3	Mittlere Blutflußgeschwindigkeit.....	11
2.4	Dopplereinfallswinkel.....	13
2.5	Semiquantitative Parameter zur Abschätzung des Gefäßwiderstandes	13
2.5.1	Der „Pulsatility Index“ (PI)	14
2.5.2	Der „Resistive Index“ oder „Resistance Index“ (RI)	14
<u>3</u>	<u>Probanden und Methoden</u>	16
3.1	Probanden.....	16
3.2	Untersuchungsvorgang.....	16
3.3	Untersuchte Gefäße.....	18
3.4	Schallkopfpositionen.....	18
3.5	Untersuchte Parameter	19
3.5.1	Gefäßdurchmesserbestimmung.....	20
3.5.2	Blutflußgeschwindigkeit.....	20
3.5.3	Blutflußvolumen	21
3.5.4	Verhältnisse der Flußvolumina.....	21
3.5.5	Semiquantitative Parameter zur Abschätzung des Gefäßwiderstandes.....	21
3.6	Datenerfassung und statistische Verfahren.....	22
<u>4</u>	<u>Ergebnisse</u>	23
4.1	Allgemein	23
4.1.1	Veränderungen der Vitalparameter	23
4.2	Spezielle Ergebnisse.....	23
4.2.1	Dopplereinfallswinkel	24
4.2.2	Untersuchte Gefäße	24
4.2.2.1	Aorta abdominalis (Tab. 8-4).....	24
4.2.2.2	Truncus coeliacus (Tab. 8-5)	25
4.2.2.3	Leberperfusion	25

4.2.2.3.1	Arteria hepatica communis (Tab. 8-6).....	26
4.2.2.3.2	Arteria hepatica propria (Tab. 8-7)	27
4.2.2.3.3	Arteria hepatica dextra (Tab. 8-8).....	28
4.2.2.3.4	Vena portae (Tab. 8-9)	28
4.2.2.3.5	Vena portae dextra (Tab. 8-10)	30
4.2.2.3.6	Vena hepatica media (Tab. 8-11)	31
4.2.2.4	Milzperfusion	31
4.2.2.4.1	A. lienalis im Bereich des Truncus coeliacus (Tab. 8-12)	31
4.2.2.4.2	A. lienalis im Bereich des Milzhilus (Tab. 8-13).....	32
4.2.2.4.3	Vena lienalis (Tab. 8-14).....	32
4.2.2.5	Splanchnikusperfusion	33
4.2.2.5.1	Arteria mesenterica superior (Tab. 8-15)	33
4.2.2.5.2	Vena mesenterica superior (Tab. 8-16).....	34
4.2.3	Verhältnisse der Flußvolumina.....	35
4.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	38
<u>5</u>	<u>Diskussion</u>	40
5.1	Methoden.....	40
5.2	Ergebnisse	41
5.3	Schlußfolgerungen	52
<u>6</u>	<u>Zusammenfassung</u>	53
<u>7</u>	<u>Literaturverzeichnis</u>	55
<u>8</u>	<u>Anhang</u>	61
8.1	Veränderungen der Vitalparameter	61
8.2	Dopplereinfallswinkel.....	61
8.3	Untersuchte Gefäße.....	62
8.3.1	Aorta abdominalis.....	62
8.3.2	Truncus coeliacus	63
8.3.3	Leberperfusion.....	63
8.3.3.1	Arteria hepatica communis	63
8.3.3.2	Arteria hepatica propria	64
8.3.3.3	Arteria hepatica dextra	64
8.3.3.4	Vena portae	65
8.3.3.5	Vena portae dextra	65
8.3.3.6	Vena hepatica media	66
8.3.4	Milzperfusion	66
8.3.4.1	Arteria lienalis im Bereich des Truncus coeliacus	66
8.3.4.2	Arteria lienalis im Bereich des Milzhilus	67
8.3.4.3	Vena lienalis.....	67
8.3.5	Splanchnikusperfusion	68
8.3.5.1	Arteria mesenterica superior	68
8.3.5.2	Vena mesenterica superior.....	68

1 Einleitung

In der Ultraschalldiagnostik wurde der von Christian J. Doppler (1803-1853) 1842 beschriebene und nach ihm benannte Effekt 1957 erstmals zur Messung der intravasalen Blutströmung klinisch angewandt [19,70].

Die Koppelung der Real-time-Sonographie mit der Spektralanalyse gepulster Doppler-Signale (= Duplexsonographie) ermöglicht die bildliche Gefäßdarstellung und die qualitative und quantitative Erfassung des arteriellen und venösen Blutflusses.

Zu Beginn der klinischen Anwendung der Duplextechnik war diese in der Kardiologie am meisten verbreitet. Daneben fand die Duplexsonographie in der Geburtshilfe unter dem Aspekt der Bestimmung fetaler Blutflußvolumina Anwendung. In der Chirurgie, der allgemeinen Inneren Medizin und der Gastroenterologie spielte die Duplexsonographie bis in die 80er Jahre hinein kaum eine Rolle.

Heute kommt der abdominalen Duplexsonographie im klinischen Alltag bei der Diagnose und Verlaufsbeurteilung von Patienten mit Leberzirrhose und Pfortaderhochdruck im Rahmen der Lebertransplantation und der Intensivmedizin eine herausragende Bedeutung zu. Die Duplexsonographie ist eine nichtinvasive und unbegrenzt wiederholbare Technik zur Erfassung physiologischer und pathologischer hämodynamischer Veränderungen im mesenterialen und portalen Stromgebiet. Dabei geht es insbesondere um das Perfusionsverhalten der lebersorgenden Gefäße mit Erfassung von Stromstärke, Flußvolumen und dimensionslosen Widerstandsparametern.

Im Rahmen der Nachsorge lebertransplantierte Patienten ist die Duplexsonographie als nichtinvasive Untersuchung längst etabliert. Nach allgemeiner Auffassung kann bei duplexsonographisch detektierten regelrechten Strömungsprofilen sowie Flußgeschwindigkeiten in der A. hepatica und der V. portae auf eine invasive angiographische Abklärung der Anastomosen verzichtet werden [43,44,47,74,82]; andere Autoren fordern hierzu die Verwendung der Farbdopplersonographie [83]. Akute Transplantatabstoßung kann bisher nicht vorhergesagt werden [37], dafür kann aber eine pathologische Hämodynamik im Transplantat erkannt werden [79]. Bei der

Stellung der Indikation für eine Leberbiopsie und für die Auswahl des günstigsten Zeitpunktes und hat sich die Duplexsonographie als extrem nützlich erwiesen [17]. In dem Bemühen um quantitative Aussagen zu den Regelmechanismen zwischen V. portae, A. hepatica und der A. lienalis bei diesem Patientenkollektiv sind Normwerte von Gefäßdurchmesser, Flußgeschwindigkeit, Flußvolumen und Widerstandsparametern unter physiologischen Bedingungen bei gesunden Probanden unabdingbar. Bei der klinischen Anwendung der Stromstärkemessung dienen sie zur Differenzierung des Pathologischen vom Normalen. Zum Normalen unter physiologischen Bedingungen zählt nicht nur die in den meisten Untersuchungen zugrunde gelegte körperliche Ruhe und Nahrungskarenz, sondern auch körperliche Belastung mit Erhöhung des Herzzeitvolumens und die Belastung des Intestinums durch eine Standardmahlzeit und deren Auswirkungen auf die Stromstärke und Flußvolumina im hepatischen, lienalen, portalen und mesenterialen Stromgebiet. Die dabei gewonnenen Erkenntnisse können bei Verwendung der entsprechenden Sorgfalt klinisch angewandt werden.

Über die dopplersonographisch meßbaren Strömungsprofile und Blutflußvolumina im Pfortadersystem, im mesenterialen Stromgebiet und der retroperitonealen Gefäße liegen eine Reihe von Arbeiten vor; Untersuchungen an gesunden Probanden sind seit Einführung der Duplexsonographie vielfach vorgenommen worden. Abhandlungen über Veränderungen dopplersonographisch meßbarer Parameter nach Nahrungsaufnahme, z.B. in der A. mesenterica superior oder im Truncus coeliacus, existieren seit Mitte der 80er Jahre. Bei der hepatischen Perfusion durch A. hepatica und V. portae sind gegensinnige Regulationsmechanismen beschrieben („hepatic arterial buffer response“) [41] und kritisch diskutiert worden [35].

In den letzten Jahren zeigt sich zunehmend der Trend, bei der Beurteilung der Leberperfusion neben A. hepatica und V. portae auch die A. lienalis mit in die Betrachtungen einzubeziehen („triple-vessel' duplex US“) [27].

Beschreibungen über postprandiale Veränderungen in den Milzgefäßen liegen bisher in einer einzigen Arbeit vor [27].

Es existieren einige wenige Untersuchungen über den Effekt körperlicher Belastung auf das dopplersonographisch meßbare Perfusionsverhalten der A. mesenterica superior [36,58]. Zu den dopplersonographisch meßbaren Auswirkungen körperlicher

Belastung und damit verbundener Steigerung des Herzzeitvolumens auf die hepatische und lienale Perfusion existieren nicht zuletzt wegen der praktischen Probleme bisher keine bzw. nur vereinzelte Untersuchungen.

Das sog. Lienalis-Steal-Syndrom nach Lebertransplantation, bei dem die sonographisch und angiographisch offene A. hepatica nicht oder kaum, die A. lienalis aber maximal perfundiert wird, wird nach wie vor kritisch betrachtet [11].

1.1 Problemstellung

Dopplersonographische Serienuntersuchungen in der Nachsorge lebertransplantierte Patienten beziehen sich häufig auf Veränderungen der untersuchten Parameter im Zeitverlauf. Um jedoch sicher pathologische Werte erfassen, pathologische Regulationsmechanismen evaluieren und eventuell Aussagen über vaskuläre Komplikationen bei lebertransplantierten Patienten treffen zu können, ist die Erhebung von Normalwerten an einem Kollektiv unter verschiedenen physiologischen Bedingungen unerlässlich. Dabei sollte auch die Milzperfusion untersucht werden, da diese unmittelbar mit der arteriellen Leberperfusion durch den gemeinsamen vaskulären Ursprung in Zusammenhang steht. In der Mehrzahl der zur Zeit vorliegenden Arbeiten wird die dopplersonographische Erfassung und regulatorische Interpretation der Leberdurchblutung -z.B. nach einer Standardmahlzeit- isoliert an der V. portae und der A. hepatica propria durchgeführt; diese Methodik könnte angesichts des erläuterten hämodynamischen Zusammenhangs mit der Milzdurchblutung nicht ausreichend sein.

1.2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der Arbeit ist die Erhebung von Normwerten durch

1. Quantitative Bestimmung der Perfusion in A. hepatica, V. portae und A. lienalis,
2. Quantitative Bestimmung der Perfusion in Aorta abdominalis, A. und V. mesenterica superior, V. lienalis und V. hepatica media sowie Betrachtung der
3. Regulation der drei Gefäße A. hepatica, V. portae und V. lienalis

im Nüchternzustand, unter Belastung und postprandial. Es sollen die an der Leberdurchblutung mittelbar und unmittelbar beteiligten Gefäße untersucht werden. Im Hinblick auf die Frage, welchem Regulativ die an der Leberdurchblutung

beteiligten Gefäße unterliegen, sollen zur besseren Vergleichbarkeit die Blutflußvolumina dieser Gefäße in Verhältnis zueinander gesetzt werden.

Zum vollständigen Überblick und zum Qualitätsabgleich mit anderen Autoren soll die mesenteriale Hämodynamik in unterschiedlichen Funktionszuständen dopplersonographisch ermittelt werden.

Mit Hilfe dieser Normwerte von gesunden Probanden soll ein Maßstab vorgegeben werden, mit dessen Hilfe eine pathologische Leberperfusion und splanchnische Hämodynamik erkannt werden kann.

2 Grundlagen

2.1 Blutflußvolumen

Um das pro Zeiteinheit durch ein Gefäß fließende Blutvolumen mittels Ultraschall zu bestimmen, werden folgende Parameter benötigt:

1. Blutflußgeschwindigkeit
 - a) Doppler-Shift
 - b) Insonationswinkel
2. Gefäßquerschnittsfläche
 - a) Gefäßdurchmesser

Der quantitative Fluß F (ml/min) kann durch folgende Gleichung ausgedrückt werden:

$$F = \frac{\bar{v}_B \cdot \left(\frac{d}{2}\right)^2 \cdot \pi \cdot 60}{\cos\Theta} \quad (1)$$

\bar{v}_B (cm/sec) = mittlere Blutflußgeschwindigkeit über die Zeit

d (cm) = mittlerer Gefäßdurchmesser

Θ = Winkel zwischen dem Doppler-Ultraschallstrahl und dem Gefäß

2.2 Gefäßdurchmesserbestimmung

Die Querschnittsfläche ergibt sich aus dem Durchmesser nach der Formel:

$$A = \pi \cdot \frac{d^2}{4} \quad (2)$$

A = Querschnittsfläche des Gefäßes

d = Gefäßdurchmesser

Da der Gefäßdurchmesser in dieser Gleichung ins Quadrat eingeht, hat ein Meßfehler bei der Durchmesserbestimmung einen großen Einfluß auf das Ergebnis: So würde ein Meßfehler von 0,5 mm bei der Bestimmung von d in einem Gefäß von 8 mm Durchmesser zu einem Fehler von 12% bei der quantitativen Flußbestimmung führen, ein Meßfehler von 0,5 mm bei der Bestimmung von d in einem Gefäß von 4 mm gar zu einem Fehler von 25% [64].

Eine exakte Gefäßdurchmesserbestimmung kann durch eine starke Reflexion von Ultraschall an Grenzflächen von Geweben unterschiedlicher physikalischer Beschaffenheit (z.B. Gefäßwand und Blut) erschwert werden. Dieser sog. „Blooming-Effekt“ führt zu sehr kräftigen Echos mit sehr großen Bildpunkten, die die anatomische Größe überschreiten und die Gefäßwände somit dicker erscheinen als sie in Wirklichkeit sind [71].

Durch Ausmessen vom äußeren zum inneren Reflex der Gefäßinnenwand (Leading-edge-Methode, siehe Abb. 2-1) [75] kann der Fehler gering gehalten werden. Bei Gefäßen über 15 mm Durchmesser liefert die Innenabstandsmessung (vom inneren zum inneren Reflex der Gefäßinnenwand) genauere Meßergebnisse [72,77].

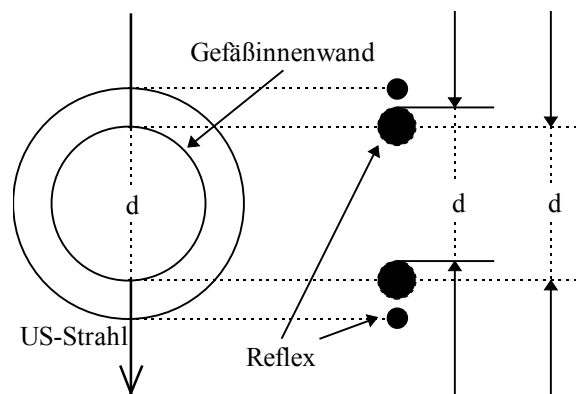


Abbildung 2-1: Leading-edge-Methode [75].

Die Bestimmung des mittleren Gefäßdurchmessers kann nach verschiedenen Methoden erfolgen:

1. Mittelwert von 10 willkürlich festgehaltenen Darstellungen des Gefäßes [14].
2. Mittlerer Gefäßdurchmesser als Mittelwert aus maximalem und minimalem Durchmesser [15].
3. Anwendung des sog. „Time-Distance-Recorder“, mit dem die Kaliberschwankungen über dem Herzzyklus berücksichtigt werden [22,45].
4. 10 Durchmesserbestimmungen während eines Herzzyklus durchführen und den Mittelwert bilden [81].
5. Berechnung des mittleren Gefäßdurchmesser mittels Planimetrie von einem vergrößerten „time-motion“-Bild [65].
6. Zur Querschnittsberechnung arterieller Gefäße kann mit EKG-Triggerung und Time-motion Aufzeichnung eine getrennte Bestimmung des

systolischen und des diastolischen Gefäßdurchmessers erfolgen. Der mittlere Gefäßdurchmesser wird dann in Anlehnung an die Druckverhältnisse nach der Formel:

$$d = \frac{1}{3} \cdot (d_{\text{sys}} + 2d_{\text{diast}}) \quad (3)$$

errechnet [72].

Eine unkorrekte Gefäßdurchmesserbestimmung tritt auf, wenn der Gefäßdurchmesser über die Zeit nicht konstant ist. Dieses betrifft sowohl Venen (abhängig von der Respiration) als auch Arterien (in Abhängigkeit vom Herzzyklus).

Der Gefäßdurchmesser der Vena portae ist queroval und verändert sich während der Atmung. Benutzt man zur Durchmesserberechnung lediglich die kleine Achsenlänge, so muß von einer ständigen Unterschätzung des wahren Gefäßdurchmessers ausgegangen werden (siehe Abb. 2-2).

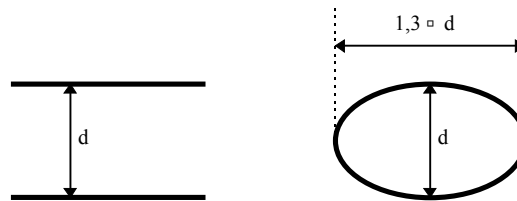


Abbildung 2-2: Schema eines elliptoiden Gefäßes im Längs- und Querschnitt. Abhängig vom Winkel des Doppler-Strahls wird ein Durchmesser zwischen d = kleine Achsenlänge und $(1,3 \cdot d)$ = große Achsenlänge gemessen. Unter der Annahme, es handele sich um ein rundes Gefäß, kann dies bei der Querschnittsberechnung zu einem Fehler von bis zu 30% führen [23].

2.3 Doppler-Frequenzspektren und Blutflußgeschwindigkeit

2.3.1 „sample volume“

Der Raum, aus dem Doppler-Signale aufgenommen und ausgewertet werden, ist das Informationsvolumen oder „sample volume“. Die Flußgeschwindigkeit kann über die Wahl der Größe des „sample volume“ unterschiedlich ermittelt werden [7,8,23,64,65]:

1. „uniform insonification“-Methode:
Mit Hilfe eines großen, das gesamte Gefäß und alle geformten Teilchen im Blutstrom umfassenden sample volume kann eine verlässliche Bestimmung der mittleren Blutflußgeschwindigkeit erfolgen (siehe Abb. 2-3). Diese Methode birgt die Gefahr der Messung geformter Teilchen aus Gefäßen nahe dem zu untersuchenden Gefäß, besonders bei heftigen Atemexkursionen.

2. Geschwindigkeitsprofil-Methode („velocity-profile“):
Diese Methode eignet sich am besten für größere Blutgefäße mit einem Durchmesser von 10 mm oder mehr. Mit einem kleinstmöglichen sample volume wird die Flußgeschwindigkeit an einzelnen Punkten entlang des gesamten Gefäßdurchmessers gemessen und daraus das Geschwindigkeitsprofil des Gefäßes errechnet (siehe Abb. 2-4).

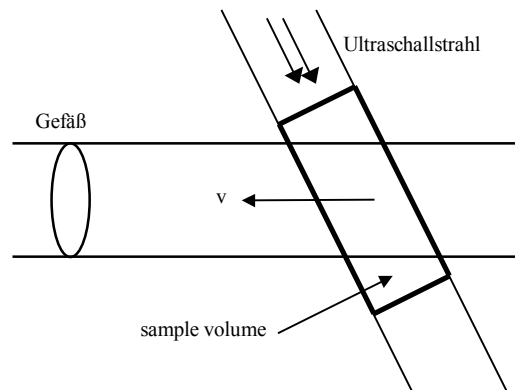


Abbildung 2-3: „Uniform insonification“-Methode. Das Doppler sample volume muß den gesamten Gefäßquerschnitt umfassen. Wenn diese Voraussetzung zutrifft, kann der mittlere Doppler-Shift zur Berechnung der mittleren Blutflußgeschwindigkeit über den Querschnitt herangezogen werden.

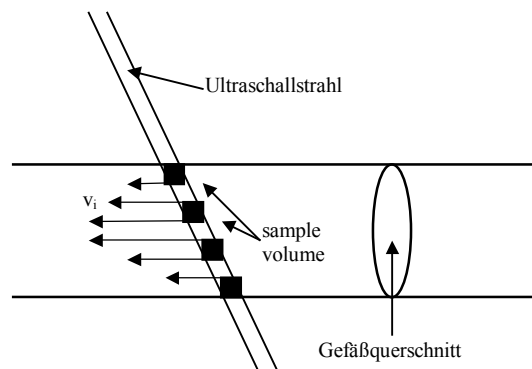


Abbildung 2-4: Geschwindigkeitsprofil-Methode („velocity profile“). Das Geschwindigkeitsprofil wird anhand einer Anzahl von Einzelmessungen innerhalb des Gefäßdurchmessers errechnet. Das Doppler Sample Volume muß im Vergleich zum Gefäßdurchmesser klein gewählt sein.

2.3.2 Dopplerfrequenzspektrum

Der Abgleich der von den Erythrozyten reflektierten Dopplersignale mit der ursprünglich ausgesandten Frequenz ergibt die Dopplerfrequenz F_{Δ} . Das Dopplerspektrum, bestehend aus einzelnen Dopplerfrequenzen F_{Δ} , wird als Flußkurve graphisch gegen die Zeit aufgetragen. Es repräsentiert alle im untersuchten Gefäßabschnitt gleichzeitig vorhandenen Strömungsgeschwindigkeiten.

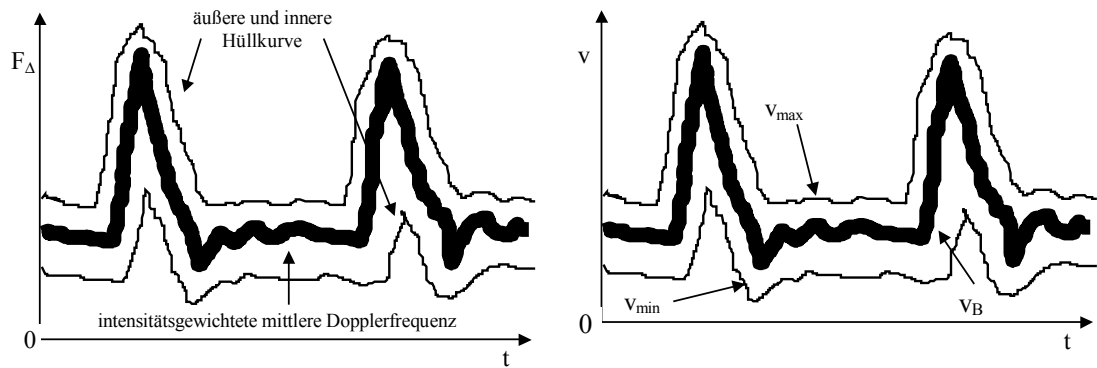
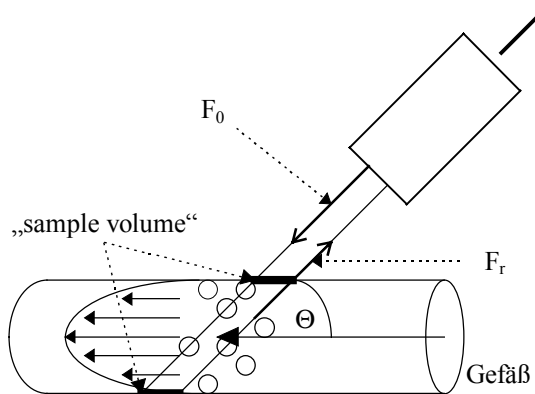


Abbildung 2-5: Schematische Aufzeichnung des Dopplerspektrums und der Flußgeschwindigkeit einer Arterie. Das intensitätsgewichtete mittlere Frequenzspektrum ist der Bereich des Dopplerspektrums, aus dem 70% aller Frequenzsignale abzuleiten sind. Es entspricht der tatsächlichen mittleren Blutflußgeschwindigkeit v_B .

Unter Berücksichtigung des Doppler-Winkels kann das Dopplerspektrum mit Hilfe der Dopplerformel in die Flußgeschwindigkeit umgerechnet werden:

$$F_{\Delta} = F_r - F_0 = \frac{2 \cdot F_0 \cdot v \cdot \cos\Theta}{c} \quad (4)$$

$$v = F_{\Delta} \cdot \frac{c}{2F_0 \cdot \cos\Theta} \quad (5)$$



- F_{Δ} = Dopplerfrequenz
- F_r = reflektierte Frequenz
- F_0 = Sendefrequenz
- v = Blutflußgeschwindigkeit
- c = Schallgeschwindigkeit
- Θ = Dopplerwinkel

Abbildung 2-6: Doppler-Gleichung und Prinzip der Meßmethode

2.3.3 Mittlere Blutflußgeschwindigkeit

Die mittlere Blutflußgeschwindigkeit in einem Blutgefäß ist naturgemäß geringer als die Maximalgeschwindigkeit (Abb. 2-7).

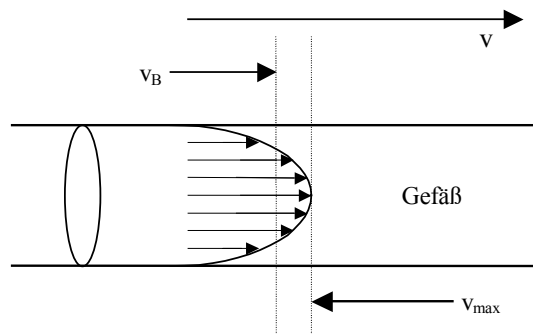


Abbildung 2-7: Schematisiertes Strömungsprofil in einem Blutgefäß mit laminarer Strömung. v_B bezeichnet die mittlere Geschwindigkeit über den Querschnitt, v_{max} kennzeichnet die Maximalgeschwindigkeit.

Erfolgt die Auswertung des Dopplerspektrums nach dem „trace“-Verfahren, so wird die äußere Hüllkurve des Frequenzspektrums mit dem „cursor“ umfahren, siehe Abb. 2-5. Das Integral der darunterliegenden Fläche entspricht dem zeitlichen Mittelwert der Maximalgeschwindigkeiten ($=\bar{v}_{mean}$), da die Frequenzspitzen des Dopplerspektrums der Maximalgeschwindigkeit entsprechen. Die tatsächliche mittlere Blutflußgeschwindigkeit \bar{v}_B stellt den zeitlichen Mittelwert aller gemessener Geschwindigkeitsvektoren dar und ist somit geringer als \bar{v}_{mean} . Der Grad der Überschätzung bei Berechnung der Blutflußgeschwindigkeit mit Hilfe von \bar{v}_{mean} ist relativ und hängt von der Geschwindigkeit ab. Mit zunehmender Geschwindigkeit wird der Fehler kleiner, siehe Abb. 2-8.

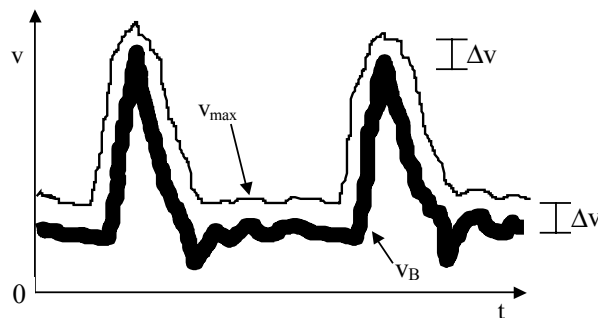


Abbildung 2-8: Schematische Aufzeichnung der Flußgeschwindigkeit einer Arterie. Die relative Überschätzung der tatsächlichen mittleren Blutflußgeschwindigkeit (v_B) durch Ausmessung der Maximalgeschwindigkeit (v_{max}) mittels „trace“-Verfahren nimmt mit zunehmender Geschwindigkeit ab.

Im Gegensatz zum „trace“-Verfahren bestimmt die intensitätsgewichtete Frequenzanalyse das mittlere Frequenzspektrum. Das ist der Bereich des Dopplerspektrums, in dem 70% aller Frequenzsignale abzuleiten sind. Es entspricht der tatsächlichen mittleren Blutflußgeschwindigkeit v_B ; diese zeitlich über die Pulswelle gemittelt ergibt \bar{v}_B .

2.4 Dopplereinfallswinkel

Der Winkel zwischen der zentralen Achse des Ultraschallstrahls und dem zu untersuchenden Gefäß sollte zur Fehlervermeidung möglichst klein gehalten werden, da mit ansteigendem Winkel auch die Fehlerwahrscheinlichkeit ansteigt [64]. Der kleinste theoretische Fehler entsteht, wenn sich der Reflektor direkt zum oder direkt weg vom Empfänger bewegt. Bei einem Winkel von 90° ist eine Dopplermessung nicht möglich. Zunehmend ungenaue Messungen erhält man bei Winkeln über 70° , wohingegen innerhalb eines Winkelbereiches von etwa 50° - 70° vertretbare Meßergebnisse resultieren [3]. Da sich die zu untersuchenden Gefäße in der Regel 3-15 cm unter der Hautoberfläche befinden, lassen sich in der Praxis Winkel größer 40° - 60° nicht vermeiden. Für quantitative Aussagen sind Winkel größer als 60° einer kritischen Beurteilung zu unterziehen [72].

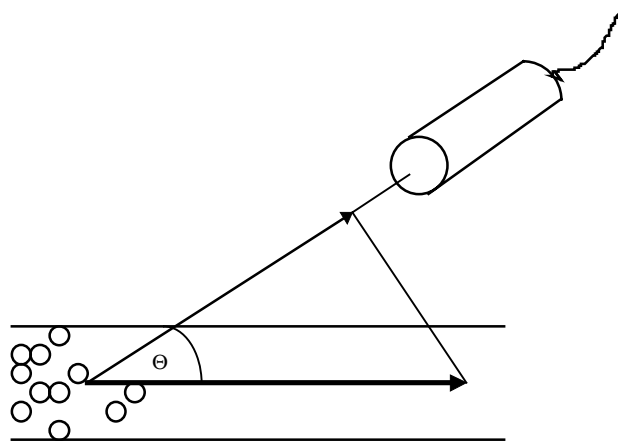


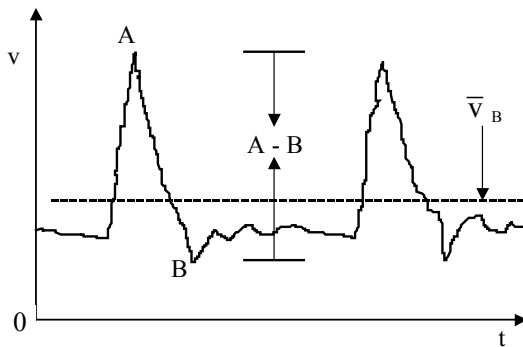
Abbildung 2-9: Abhängigkeit des Doppler-Shifts von dem Winkel zwischen der ableitenden zentralen Achse des Ultraschalls und dem Geschwindigkeitsvektor des zu untersuchenden Blutstromes. Als dicker Vektor in Richtung des Gefäßes ist die Mittelgeschwindigkeit der Erythrozyten dargestellt. Im Ultraschallkopf wird jedoch nicht die gesamte Länge des Vektors, sondern nur dessen Projektion auf die zentrale Ultraschallachse abgeleitet (dünner Pfeil). Um den tatsächlichen Wert (dicker Pfeil) zu erhalten, muß die Länge des registrierten Vektors dünner Pfeil) durch den Kosinus des Winkels Θ dividiert werden.

2.5 Semiquantitative Parameter zur Abschätzung des Gefäßwiderstandes

Der „Pulsatility Index“ (PI) und der „Resistive Index“ oder „Resistance Index“ (RI) sind akzeptierte Methoden zur Qualifizierung von Dopplerkurven.

2.5.1 Der „Pulsatility Index“ (PI)

Der Pulsatilitätsindex ist ein Maß für das Verhältnis vom größten, während eines Herzzyklus auftretenden Geschwindigkeitsunterschiedes zum zeitlichen Mittel der mittleren Geschwindigkeit.



$$PI = \frac{A - B}{\bar{v}_B}$$

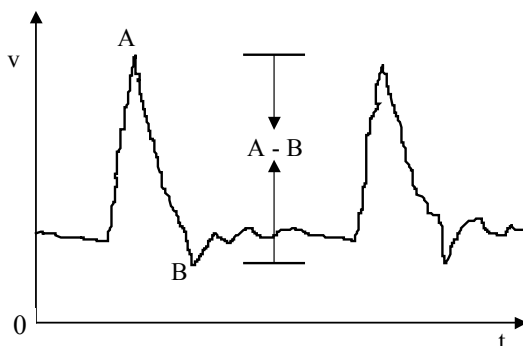
(6)

Abbildung 2-10: Pulsatilitätsindex (PI) nach Gosling und King [24].

wobei A die maximale systolische Blutflußgeschwindigkeit, B die minimale diastolische Geschwindigkeit und \bar{v}_B das zeitliche Mittel der mittleren Blutflußgeschwindigkeit in dem Gefäß darstellt [24] (Abbildung 2-10). Der Pulsatilitätsindex ist von der Wandelastizität und vom peripheren Widerstand abhängig.

2.5.2 Der „Resistive Index“ oder „Resistance Index“ (RI)

Der „Resistive Index“ oder „Resistance Index“ (RI) ist definiert als Verhältnis von dem größten, während eines Herzzyklus auftretenden Geschwindigkeitunterschiedes zur maximalen systolischen Blutflußgeschwindigkeit.



$$RI = \frac{A - B}{A}$$

(7)

Abbildung 2-10: „Resistive Index“ oder „Resistance Index“ (RI).

Er spiegelt den Gefäßwiderstand distal der Meßstelle wider [56].

Wenn sich jedoch die Gestalt der Dopplerkurve im gleichen Verhältnis für A und B verändert, können Informationen verloren gehen [64].

3 Probanden und Methoden

3.1 Probanden

Es wurden je 20 gesunde Frauen und Männer im Alter von 22-60 Jahren untersucht. Die Probanden sollten normgewichtig sein (Definition nach Broca: Normalgewicht - in kg- aus Körpergröße -in cm- minus 100), wiesen weder klinische Zeichen einer arteriellen Verschlusskrankheit auf noch lagen akute oder chronische Erkrankungen vor. Die Einnahme von vasoaktiven Medikamenten, herzwirksamen Pharmaka, Diuretika und Pharmaka mit nachgewiesenem Effekt auf den Gefäßmuskeltonus (z.B. Vasopressin, Glukagon, Parathormon, Somatostatin etc.) wurde ausgeschlossen. Die Anamnese der Vorerkrankungen ergab bei acht Probanden eine Appendektomie und in einem Fall eine abgelaufene Hepatitis unklarer Form in der Kindheit. Die sonographischen Leberbefunde waren bei allen Probanden im Normbereich. Die Probanden wurden nach Alter und Geschlecht in vier Gruppen unterteilt:

Tabelle 3-1: Einteilung der Probanden nach Alter und Geschlecht

	20-39 Jahre	40-60 Jahre
weiblich	Gruppe A (n=10)	Gruppe B (n=10)
männlich	Gruppe C (n=10)	Gruppe D (n=10)

3.2 Untersuchungsvorgang

Sämtliche dopplersonographischen Messungen an den Probanden wurden von ein und demselben Untersucher durchgeführt. Alle Untersuchungen und die Auswertungen der Videoaufzeichnungen im Labor wurden mit dem Farbdoppler- und Duplexgerät CS 192 der Firma Hitachi ausgeführt. Die Gefäße wurden mit einem 3,5 MHz „curved array“-Schallkopf ausgemessen.

Die Probanden wurden nüchtern zur Untersuchung einbestellt. Falls die Untersuchung am Nachmittag stattfand, sind die Probanden angewiesen worden, nach einer kleinen, fettarmen Mahlzeit am Morgen für mindestens sechs Stunden zu fasten. Alkohol und Nikotin sollten am Abend vor der Untersuchung zuletzt genossen werden.

Im Untersuchungsraum herrschte eine konstante Raumtemperatur zwischen 22° und 23°C. Es erfolgte Ultraschalluntersuchung und Ableitung der Dopplerkurven der entsprechenden Gefäße nach folgendem Schema:

1. 15 min. Ruhe
2. abdominelle Duplexsonographie
3. nach Steigerung des Herzzeitvolumens auf den doppelten Ausgangswert Untersuchung wie unter 2.
4. Einnahme der Standardmahlzeit individueller Geschmackswahl; 30 min Ruhe und erneute Untersuchung wie unter 2.

Zur Steigerung des Herzzeitvolumens der Probanden fand das Liegendfahrradergometer ergofit[®] 877 (Art No. 777/877) der Firma BOSO Verwendung. Der Puls- und Blutdruckstatus wurde regelmäßig über das Gerät SIEMENS Sirecust[®] 888, Model No. 45 27 255 EH 30, dokumentiert. Die Standardtestmahlzeit bestand aus 500 ml NUTRODRIP[®] STANDARD der Firma WANDER, bilanzierte Trinknahrung zur ausschließlichen Ernährung. Der durchschnittliche Energiegehalt pro 500 ml beträgt 2200 kJ (520 kcal.), die Osmolalität 320 mosm/kg bzw. Osmolarität 270 mosm/l. Die Standardtestmahlzeit wurde innerhalb von 10 min. verzehrt und sämtliche Probanden wurden nach 30 Minuten erneut untersucht.

Um die angestrebte Erhöhung des Herzzeitvolumens zu erreichen, wurden die Probanden auf dem Liegendfahrradergometer abhängig von Alter, Geschlecht und Trainingszustand individuell submaximal belastet. Das Ziel war eine deutliche Erhöhung, wenn möglich Verdoppelung des Zeitvolumens der Aorta abdominalis gemessen an den Basalwerten. Die Belastungsstufen waren so gewählt, daß auch nach 15 Minuten keine Ermüdungserscheinungen auftraten und die Pulsfrequenz konstant blieb. Zur Kategorisierung diente folgendes Schema:

Tabelle 3-2: Schema zur individuellen submaximalen Belastung

Gruppe A: weiblich 20-39 Jahre	2 min. Vorlauf bei 50 Watt, dann 75 Watt bis stabil
Gruppe B: weiblich 40-60 Jahre	2 min. Vorlauf bei 25 Watt, dann 50 Watt bis stabil
Gruppe C: männlich 20-39 Jahre	2 min. Vorlauf bei 75 Watt, dann 100 Watt bis stabil
Gruppe D: männlich 40-60 Jahre	2 min. Vorlauf bei 50 Watt, dann 75 Watt bis stabil

Drehzahl: 50/min (+5)

Die Feststellung des steady state erfolgte durch regelmäßige Pulskontrolle.

Die Untersuchung während körperlicher Belastung wies aufgrund von Verschiebungen durch tiefe In- und Expiration und starker Bewegung des Probanden und damit der zu untersuchenden Gefäße folgende Besonderheiten auf:

1. Während der Dopplerableitung atmete der Proband möglichst flach, um extreme Atemverschiebungen zu vermeiden.
2. Unter der Belastung wurde das jeweilige Gefäß im Duplexmodus bei laufendem B-Bild fixiert, um nach Einfrieren des B-Bildes eine saubere Ableitung von wenigstens zwei Herzzyklen zu erreichen
3. Waren diese Vorkehrungen nicht ausreichend, wurde die Belastung bei gleichzeitigem Atemstillstand kurzzeitig unterbrochen und die Untersuchung nach Punkt 2. durchgeführt. Die Dauer der Unterbrechung war maximal 8 s.

3.3 Untersuchte Gefäße

1. Aorta abdominalis
2. Arteria mesenterica superior
3. Truncus coeliacus
4. Arteria lienalis am Abgang vom Truncus coeliacus und im Hilusbereich
5. Arteria hepatica communis, propria et dextra
6. Vena mesenterica superior
7. Vena lienalis
8. Vena portae et Vena portae dextra
9. Vena hepatica media

3.4 Schallkopfpositionen

Für jedes Gefäß wurden standardisierte Meßpunkte eingehalten, entsprechend den Richtlinien des Arbeitskreises Gefäßdiagnostik der Deutschen Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin (DEGUM) für die Sonographie des Abdomens.

1. Aorta abdominalis: paraaortaler Längsschnitt, substernale Schallkopfposition
2. Arteria mesenterica superior: paraaortaler Längsschnitt, substernale Schallkopfposition
3. Truncus coeliacus: variabel
 - wenn der Truncus coeliacus senkrecht ventral aus der Aorta abdominalis entsprang, erfolgte Einstellung im Längsschnitt mit Winkeln um 20°
 - wenn der Truncus coeliacus entweder links oder rechts aus der Aorta abdominalis entsprang, erfolgte Einstellung

- im Querschnitt substernal
4. Arteria lienalis:
 - am Truncus: 1 cm nach Abgang aus dem Truncus coeliacus nur im subcostalen Querschnitt
 - im Hilusbereich: intercostaler Schrägschnitt links, Aufsuchen der Hilusgefäße mit Farbdoppler
 5. Arteria hepatica
 - communis: direkt nach dem Abgang aus dem Truncus coeliacus, Querschnitt substernal, selten Winkel unter 60°
 - propria: nach Definition wird aus der A. hepatica communis die A. hepatica propria, wenn das Gefäß parallel zur Vena portae läuft, Meßpunkt im Lig. hepatoduodenale vor Abzweigung der A. hep. dextra
 - dextra: intercostaler Schrägschnitt rechts im Verlauf der Vena portae dextra
 6. Vena mesenterica superior: paraaortaler Längsschnitt kurz vor dem Konfluens
 7. Vena lienalis: paraaortaler Querschnitt kurz vor dem Konfluens
 8. Vena portae: Schrägschnitt, Meßpunkt im Lig. hepatoduodenale nach Zufluß des Konfluens, das Gefäß erscheint langstreckig im Schallbild
 - dextra: intercostaler Schrägschnitt rechts im rechten Leberlappen
 9. Vena hepatica media: intercostaler Schrägschnitt rechts nach ventral gekippt

Ausgenommen der unter 3.2 geschilderten Besonderheiten bei körperlicher Belastung wurden die Messungen in mittlerer Inspirationsstellung bei flacher abdomieller Atemtechnik durchgeführt. Abhängig von anatomischen Verhältnissen und Mitarbeit des Probanden dauerten die Messungen für jedes Gefäß in der Regel zwischen 10 und 30 Sekunden.

3.5 Untersuchte Parameter

Für jedes Gefäß wurden folgende Parameter erhoben (Winkelkorrektur):

1. Gefäßdurchmesser (mm)
2. Maximale (= systolische) Blutflußgeschwindigkeit v_{syst} (cm/s)
3. Minimale (= diastolische) Blutflußgeschwindigkeit v_{diast} (cm/s)
4. Zeitlicher Mittelwert der maximalen Geschwindigkeiten \bar{v}_{mean} (cm/s)
(vgl. 2.3.3)
5. Blutflußvolumen (ml/min)
6. Winkelunabhängige und dimensionslose Widerstandsindices „Pulsatility Index“ (PI) und „Resistive Index“ (= „Resistance Index“) (RI)

Im Beisein des Autors wurden die Untersuchungen von Dr. med. Christian Tesch durchgeführt (Ausbildungsleiter der DEGUM, Stufe II). Sämtliche Untersuchungen sind vom Autor im Labor mittels Videobearbeitung nachträglich ausgewertet worden.

3.5.1 Gefäßdurchmesserbestimmung

Die Bestimmung des mittleren Gefäßdurchmessers erfolgte im B-Bild durch Ausmessen von Gefäßaußenwand zu Gefäßinnenwand (Leading-edge-Methode, siehe Abb. 2-1). Bei Gefäßen über 15 mm Durchmesser -in dieser Untersuchung lediglich die Aorta abdominalis- wurde die Innenabstandsmessung (Gefäßinnenwand zu Gefäßinnenwand) verwendet.

In dieser Untersuchung wurden die Gefäßdurchmesser der Aorta abdominalis in Abhängigkeit von der Herzaktion getrennt aufgezeichnet und der mittlere Gefäßdurchmesser nach der Formel

$$d = \frac{1}{3} \cdot (d_{\text{sys}} + 2d_{\text{diast}}) \quad (3)$$

d = Mittlerer Gefäßdurchmesser

errechnet [72].

Die Messungen wurden im Längsverlauf der Gefäße durchgeführt; dabei wurde von runden Gefäßen ausgegangen.

Die Errechnung des mittleren Gefäßdurchmessers erfolgte durch Mittelwertbildung aus vier unterschiedlichen Einzelmessungen.

3.5.2 Blutflußgeschwindigkeit

Nach Wahl eines möglichst großen „sample volume“ erfolgten die Messungen nach der „uniform insonification“-Methode über mindestens drei Herzzyklen mit aussagekräftigem Spektumbild.

Bei der Ausmessung der Dopplerkurven kam das „trace“-Verfahren zur Anwendung, bei dem die äußere Hüllkurve des Dopplerspektrums mit dem „cursor“ umfahren wird (siehe Abb. 2-5). Im Auswertungsprogramm des verwendeten Farbdopplergerätes wurde der Mittelwert für die Zeitspanne t bestimmt und somit der Mittelwert der Maximalgeschwindigkeiten (\bar{v}_{mean}) gemessen. Das entspricht dem standardisierten Vorgehen, die Maximalgeschwindigkeiten sind als solche eindeutig identifizierbar und meßbar. Das zeitliche Mittel der tatsächlichen mittleren

Blutflußgeschwindigkeit \bar{v}_B ist geringer als der Mittelwert der Maximalgeschwindigkeiten.

Die maximale (=systolische) Blutflußgeschwindigkeit ($v_{\text{sys.}}$) und die minimale (=diastolische) Blutflußgeschwindigkeit ($v_{\text{diast.}}$) wurde über geräteseitige Software ermittelt.

Die Dopplerkurven wurden nach Mehrfachmessung bei jedem Gefäß dreimal ausgemessen, die Ergebnisse gemittelt. Gefäßdurchmesser und Blutflußgeschwindigkeit wurden aus demselben B-Bild bestimmt.

3.5.3 Blutflußvolumen

Das Blutflußvolumen wurde durch das Gerät aus der Gefäßquerschnittsfläche und der mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit \bar{v}_{mean} errechnet.

3.5.4 Verhältnisse der Flußvolumina

Quotienten der gemessenen Blutflußvolumina [in l/min] verdeutlichen regulatorische Beziehungen zwischen den Gefäßen und heben hämodynamische Effekte durch körperliche Belastung und Einnahme einer Standardmahlzeit hervor. In der vorliegenden Arbeit wurden folgende Perfusionsverhältnisse gebildet:

1. A. hepatica propria zu V. portae ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}}$)
2. A. hepatica propria zu A. lienalis (Hilus) ($A_{\text{hep.}} : A_{\text{lien.}}$)
3. V. portae zu A. lienalis (Hilus) ($V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$)
4. A. hepatica propria zu V. portae zu A. lienalis (Hilus) ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$) in l/min. Dieser Quotient liest sich 1:2:3, d.h. das Flußvolumen der A. hepatica propria wird zuerst durch das Flußvolumen der V. portae geteilt und anschließend durch das Flußvolumen der A. lienalis im Bereich des Mizhilus dividiert.

Mit Ausnahme des Flußvolumenverhältnisses von A. hepatica propria zu V. portae in Ruhe [13] sind diese Quotienten noch nicht beschrieben [84].

3.5.5 Semiquantitative Parameter zur Abschätzung des Gefäßwiderstandes

Die Bestimmung des „Pulsatility Index“ (PI) und des „Resistive Index“ oder „Resistance Index“ (RI) gelang durch Umfahren auswertbarer Doppler-Frequenzspektren mit dem „cursor“ und Errechnung durch das Gerät.

3.6 Datenerfassung und statistische Verfahren

Datenerfassung, statistische Berechnungen und graphische Darstellungen erfolgten mit den Softwareprogrammen Microsoft Excel[®] 5.0 und Statistica[®] 5.1 von StatSoft.

Für die Meßdaten von Herzfrequenz, Blutdruck und Dopplereinfallswinkel wurden das arithmetische Mittel und die Standardabweichung berechnet.

Aus der Gesamtheit der dopplersonographisch gewonnenen Meßergebnisse wurden für jeden untersuchten Parameter folgende statistische Größen ermittelt:

1. Maximumwert
2. oberes Quartil (0,75-Quantil, 75tes Perzentil)
3. Median
4. unteres Quartil (0,25-Quantil, 25tes Perzentil)
5. Minimumwert

Statistische Berechnungen wurden als explorative Datenanalyse durchgeführt; berechnete p-Werte sind daher im Sinne deskriptiver Meßzahlen zu interpretieren. Es werden die nominalen p-Werte angegeben. Zur Berechnung diente der Wilcoxon-Test für zwei abhängige Stichproben (Paardifferenztest), der dem t-Test bei abhängigen Stichproben (verkürzter t-Test) entspricht mit der Ausnahme, daß keine Normalverteilung vorausgesetzt werden muß.

Bei allen statistischen Tests ist $p < 0,05$ (*) als Signifikanzniveau zugrundegelegt. Änderungen und deren Signifikanzen sind jeweils auf den nüchternen Zustand in Ruhe bezogen.

Bei den im Ergebnisteil abgebildeten Diagrammen ist anstelle der Maximal- und Minimalwerte ausgehend vom Median der 1,5-fache Interquartilsabstand aufgetragen, sofern dieser kleiner als der jeweilige Maximalwert bzw. größer als der jeweilige Minimalwert ist.

4 Ergebnisse

4.1 Allgemein

Das mittlere Alter der Probanden liegt bei 37 Jahren (36,9 Jahre \pm 12,41. Als Zufallsbefund können sonographisch bis dahin unerkannte Gallensteine (n=2) und Leberzysten (n=1) entdeckt werden.

Eine statistisch signifikante Alters- bzw. Geschlechtsabhängigkeit der gemessenen Parameter kann nicht festgestellt werden.

4.1.1 Veränderungen der Vitalparameter

In Ruhe beträgt die Pulsfrequenz der Probanden im Mittel 65/min (\pm 9,38), steigt unter Belastung auf 103/min (\pm 10,58) und erreicht nach der Standardmahlzeit einen Mittelwert von 72/min (\pm 10,22), siehe dazu Diagramm 4-1. Unter Ruhebedingungen im nüchternen Zustand beträgt der Blutdruck der Probanden im Mittel 122/78 mmHg

(\pm 14,98/8,51). Unter körperlicher Belastung kommt es zum Blutdruckanstieg auf 138/85 mmHg (\pm 15,96/8,32), postprandial sinkt der Blutdruck im Mittel auf 121/76 mmHg (\pm 13,41/6,96). Tabelle 8-1 im Anhang zeigt die Veränderungen der Blutdruckwerte in den einzelnen Altersgruppen unter Berücksichtigung des Geschlechts.

4.2 Spezielle Ergebnisse

Im Anhang befindet sich umfangreiches Tabellenwerk zu den im einzelnen erhobenen Meßwerten an den unterschiedlichen Gefäßen. Tabelle 8-3 im Anhang zeigt, bei wie vielen der 40 Probanden das entsprechende Gefäß unter annehmbaren Bedingungen gemessen werden konnte. Insgesamt gelingt in 85% der Fälle eine für quantitative Messungen ausreichende Darstellung.

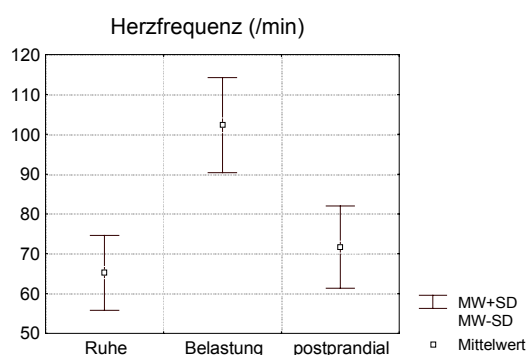


Diagramm 4-1: Veränderung der Pulsfrequenz; aufgetragen sind Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).

4.2.1 Dopplereinfallswinkel

Die Mittelwerte der Dopplereinfallswinkel für die einzelnen Gefäße sind in Tabelle 8-2 im Anhang aufgetragen. Dopplerwinkel über 60° lassen sich für die A. hepatica communis und propria und die V. mesenterica media nicht immer vermeiden. Im günstigen Winkel unter 40° können der Truncus coeliacus, die A. lienalis im Hilusbereich und die V. lienlias aufgesucht und ausgemessen werden. Für die übrigen Gefäße ergeben sich Dopplereinfallswinkel zwischen 40° und 60°.

4.2.2 Untersuchte Gefäße

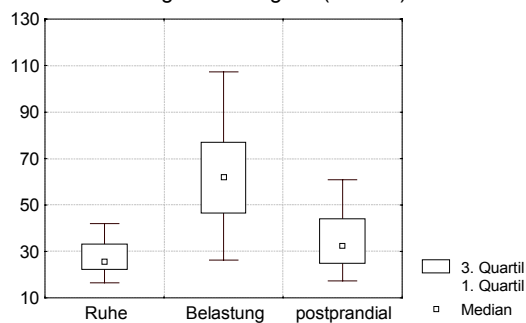
4.2.2.1 Aorta abdominalis (Tab. 8-4)

Der sonographisch ermittelte Gefäßdurchmesser zeigt sich annähernd konstant. Unter körperlicher Belastung ist eine leichte Dilatation von 15,1 mm auf 15,49 mm erkennbar.

Deutliche Veränderungen ergeben sich für die mittlere maximale Blutflußgeschwindigkeit (Diagramm 4-2), das Flußvolumen (Diagramm 4-3) und die Widerstandsindices unter körperlicher Belastung. Es kommt zur Zunahme der mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit (von 25,5 cm/s auf 61,73 cm/s) und des Flußvolumens (von 2,87 l/min auf 6,82 l/min) einerseits und zur Abnahme des nachgeschalteten Widerstands andererseits.

Postprandial kommt es ebenfalls zur Zunahme der mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit (32,2 cm/s) und des Flußvolumens (3,38 l/min). Die Widerstandsindices bleiben -verglichen mit dem Ruhezustand- annähernd gleich.

Mittlere Maximalgeschwindigkeit (in cm/s)



Blutflußvolumen (in l/min)

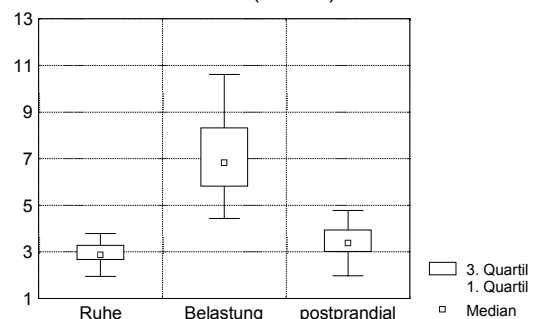


Diagramm 4-2 und Diagramm 4-3:

Mittlere maximale Blutflußgeschwindigkeit (\bar{v}_{mean}) und Flußvolumen in der Aorta abdominalis in Ruhe, bei Belastung und postprandial.

4.2.2.2 *Truncus coeliacus (Tab. 8-5)*

Weder bei Belastung noch postprandial kommt es zu meßbaren Veränderungen des Gefäßdurchmessers (nüchtern 5,43 mm, Belastung 5,3 mm, postprandial 54 mm).

Bei Erhöhung des Herzzeitvolumens unter körperlicher Belastung kommt es verglichen mit dem Ruhezustand zur Abnahme der systolischen (von 137,0 cm/s auf 108,83 cm/s), diastolischen (von 33,2 cm/s auf 22,53 cm/s) und mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit (von 65,73 cm/s auf 52,68 cm/s) und des Blutflußvolumens (von 0,88 l/min auf 0,61 l/min, p jeweils $<0,001$). Die Zunahme von Resistive Index und Pulsatilitätsindex weisen auf einen erhöhten Gefäßwiderstand hin.

Nach Nahrungsaufnahme kommt es zur tendenziellen Zunahme der systolischen, diastolischen und mittleren maximalen Strömungsgeschwindigkeit, ohne daß sich ein statistisch signifikanter Zusammenhang konstruieren ließe. Das Flußvolumen bleibt gleich. Bei den Widerstandsparametern kommt es nur zu marginalen Veränderungen.

4.2.2.3 *Leberperfusion*

Bei Berechnung der totalen Leberdurchblutung (Flußvolumina von A. hepatica propria und V. portae zusammengefaßt) ergibt sich in Ruhe ein Wert von 1,1 l/min, der sich unter Belastung auf 0,83 l/min verringert ($p<0,005$) und postprandial auf 1,72 l/min ($p<0,001$) erhöht, siehe Diagramm 4-4.

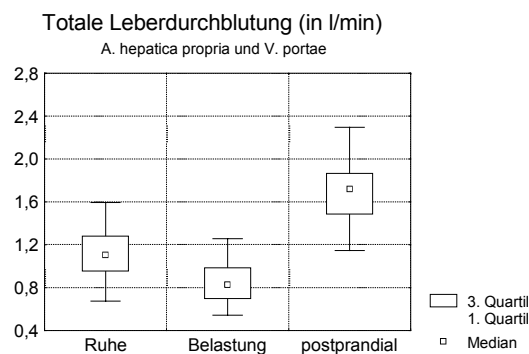


Diagramm 4-4: Verhalten der totalen Leberdurchblutung unter Belastung und postprandial, verglichen mit dem Ruhezustand.

Diese deutliche Steigerung postprandial wird ausschließlich durch eine Erhöhung des Perfusionsvolumens in der Pfortader hervorgerufen (Diagramm 4-15). Das Flußvolumen in der A. hepatica propria nimmt postprandial ab (Diagramm 4-12).

In den drei gemessenen Leberarterien A. hepatica communis, propria und dextra sind unter Belastung und postprandial gleichsinnige Reaktionen erkennbar: Leichte Abnahme des Gefäßdurchmessers, Verringerung der systolischen, diastolischen und mittleren maximalen Strömungsgeschwindigkeit und Verminderung der Flußvolumina auf der einen, Zunahme der Widerstandsparameter als Ausdruck der vermehrten vaskulären Resistance auf der anderen Seite (Diagramme 4-5, 4-6 und 4-7).

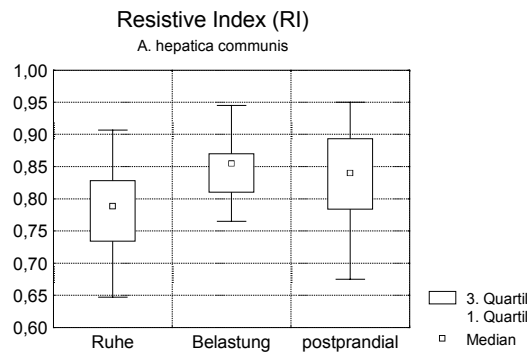


Diagramm 4-5: Erhöhung des Widerstandes in der A. hepatica communis unter HZV-Steigerung und postprandial.

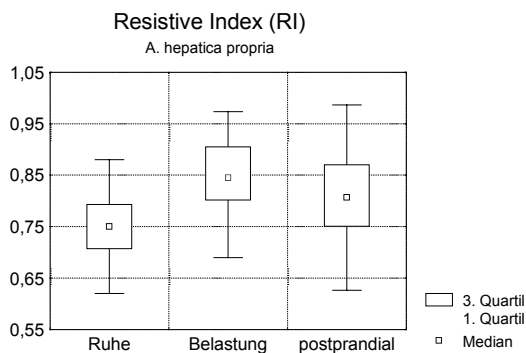


Diagramm 4-6: Erhöhung des Widerstandes in der A. hepatica propria unter HZV-Steigerung und postprandial.

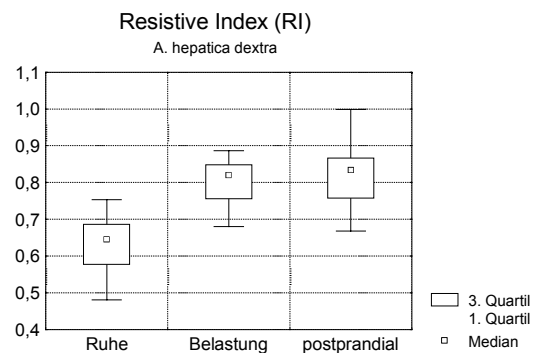


Diagramm 4-7: Erhöhung des Widerstandes in der A. hepatica dextra unter HZV-Steigerung und postprandial.

4.2.2.3.1 Arteria hepatica communis (Tab. 8-6)

Unter körperlicher Belastung kommt es zur Verringerung des Gefäßdurchmessers von 4,74 mm auf 4,16 mm (Diagramm 4-8) und zur tendenziellen Abnahme der mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit von 47,08 cm/s auf 35,3 cm/s. Das Flußvolumen nimmt deutlich ab (von 0,42 l/min auf 0,3 l/min, $p < 0,001$, Diagramm 4-10). Der höhere periphere Gefäßwiderstand zeigt sich in der Zunahme von RI und PI.

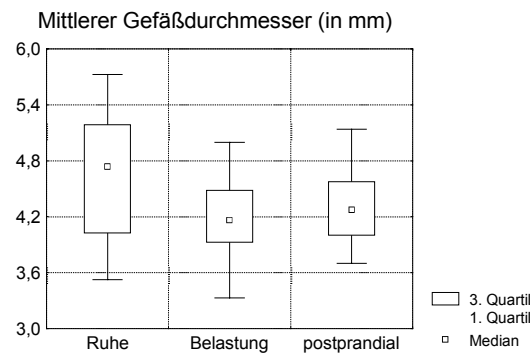


Diagramm 4-8: Veränderungen des Gefäßdurchmessers der A. hep. communis in Ruhe, bei Belastung und postprandial.

Nach der Standardmahlzeit ist der Gefäßdurchmesser ebenfalls verringert (4,28 mm); es kommt zur Abnahme der systolischen (84,37 cm/s), diastolischen (11,35 cm/s, Diagramm 4-9) und mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit (29,47 cm/s, p jeweils <0,01). Das Flußvolumen nimmt ebenfalls deutlich um durchschnittlich 33% auf 0,28 l/min ab (Diagramm 4-10).

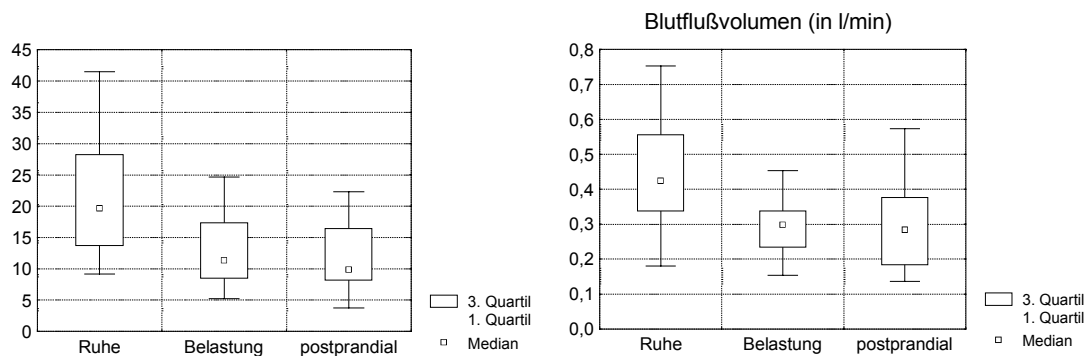


Diagramm 4-9 und Diagramm 4-10: Verhalten von Blutflußvolumen und diastolischer Blutflußgeschwindigkeit der A. hep. communis bei körperlicher Belastung und nach der Standardmahlzeit im Vergleich zum Ruhezustand.

4.2.2.3.2 Arteria hepatica propria (Tab. 8-7)

Der Gefäßdurchmesser der A. hepatica propria verkleinert sich unter körperlicher Belastung von 3,7 mm auf 3,36 mm ($p < 0,001$). Die Blutflußgeschwindigkeit nimmt ab, systolisch von 81,47 cm/s auf 66,52 cm/s, diastolisch von 19,87 cm/s auf 10,02 cm/s und die mittlere Maximalgeschwindigkeit von 40,73 cm/s auf 26,93 cm/s. Postprandial zeigen sich diese Veränderungen noch deutlicher. Die systolische (49,17 cm/s), diastolische (10,67 cm/s) und mittlere maximale Blutflußgeschwindigkeit (23,1 cm/s, Diagramm 4-11) nehmen deutlich ab (p jeweils <0,001)

Das gemessene Blutflußvolumen verringert sich von 0,28 l/min in beiden Fällen auf 0,15 l/min (Diagramm 4-12).

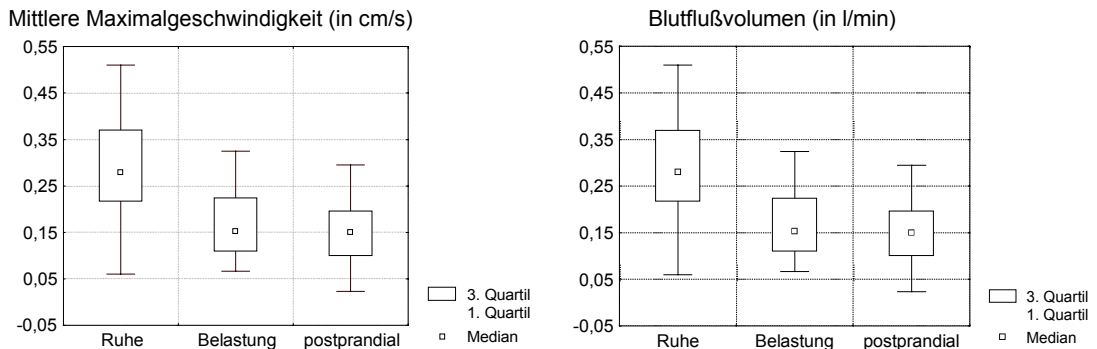


Diagramm 4-11 und Diagramm 4-12: Abnahme der mittleren maximalen Flußgeschwindigkeit und des Flußvolumens in der A. hep. propria unter Belastung und postprandial.

4.2.2.3.3 Arteria hepatica dextra (Tab. 8-8)

Es kommt zu keinen entscheidenden Veränderungen des Gefäßdurchmessers.

Unter körperlicher Belastung auf dem Fahrradergometer verringern sich die mittlere maximale Stromstärke (von 28,3 cm/s auf 19,27 cm/s) und das Blutflußvolumen (von 0,1 l/min auf 0,06 l/min) signifikant in der A. hepatica dextra. Die Zunahme der Widerstandsparameter weist wie bei der A. hepatica communis et propria auf den erhöhten nachgeschalteten Widerstand hin.

Diese Veränderungen finden sich noch deutlicher nach Einnahme der Standardmahlzeit. Die systolische (28,67 cm/s gegenüber 43,33 cm/s in Ruhe), diastolische (4,13 cm/s gegenüber 16,78 cm/s in Ruhe) und mittlere maximale Blutflußgeschwindigkeit (10,87 cm/s gegenüber 28,3 cm/s in Ruhe) wird geringer gemessen (p jeweils $<0,001$), ebenso das Flußvolumen (0,02 l/min gegenüber 0,1 l/min in Ruhe). Der Anstieg von RI und PI ist hochsignifikant (p jeweils $<0,001$).

4.2.2.3.4 Vena portae (Tab. 8-9)

Der gemessene Gefäßdurchmesser der V. portae ändert sich deutlich. Unter körperlicher Belastung kommt es zur Verkleinerung des Gefäßdurchmessers von 9,38 mm auf 8,3 mm ($p<0,001$), postprandial zur Vergrößerung auf 10,43 mm ($p<0,001$), siehe Diagramm 4-13. Bei der mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit zeigt sich eine tendenzielle Zunahme unter körperlicher Belastung von 22,37 cm/s auf

24,23 cm/s. Es kommt zur deutlichen Minderperfusion (von 0,81 l/min auf 0,66 l/min). Die Widerstandsindices verändern sich nicht signifikant.

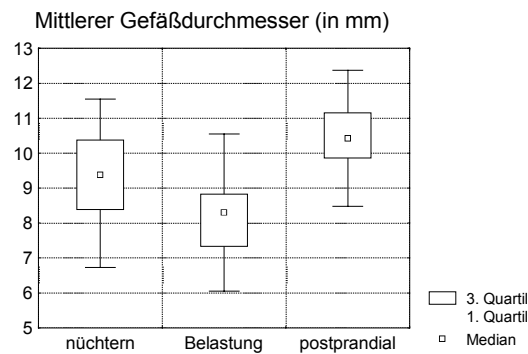
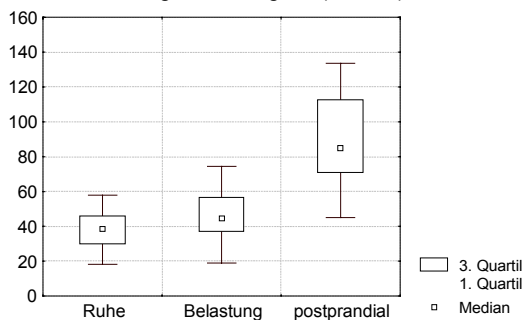


Diagramm 4-13: Meßwerte für den Gefäßdurchmesser der V. portae.

Die mittlere maximale Stromstärke (29,33 cm/s) nimmt postprandial infolge verstärkter intestinaler Durchblutung ebenso zu wie das Flußvolumen (von 0,81 l/min auf 1,56 l/min, $p < 0,001$) siehe Diagramm 4-14 und 4-15.

Mittlere Maximalgeschwindigkeit (in cm/s)



Blutflußvolumen (in l/min)

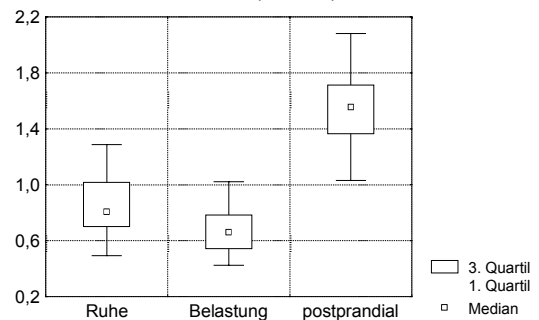


Diagramm 4-14 und Diagramm 4-15: Abnahme des Flußvolumens unter Belastung und Zunahme der Perfusionsgeschwindigkeit und des Perfusionsvolumens postprandial in der V. portae.

In diesem Sinne zeigen auch RI und PI eine deutlich Abnahme des Widerstandes in den portalvenösen Lebergefäßen (p jeweils $< 0,001$) nach Einnahme der Standardmahlzeit (Diagramm 4-16 und 4-17).

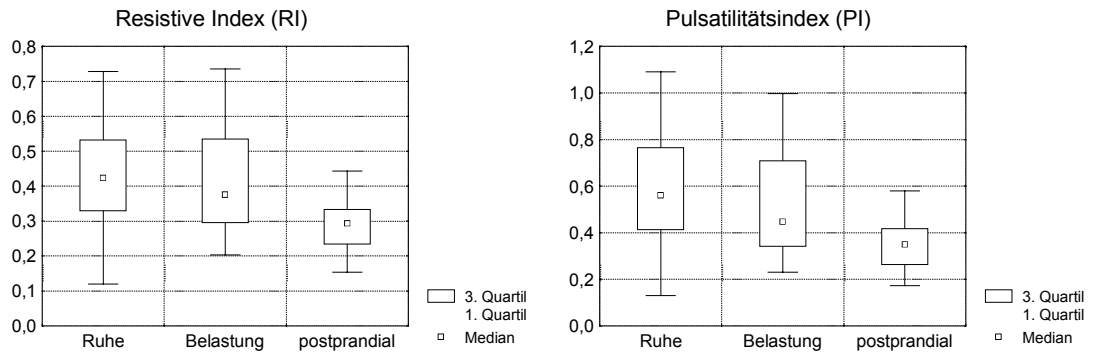


Diagramm 4-16 und Diagramm 4-17: Deutliche Abnahme von RI und PI postprandial als Indikator für eine Abnahme des Widerstandes im portalvenösen Strombett.

4.2.2.3.5 Vena portae dextra (Tab. 8-10)

Bei der Vena portae dextra kommt es zu gleichsinnigen Änderungen des Gefäßdurchmessers wie bei der Vena portae, d.h. der Gefäßdurchmesser verringert sich bei Belastung (von 7,25 mm auf 6,75 mm) und vergrößert sich nach der Standardtestmahlzeit (auf 7,73 mm). Ebenso kommt es zur Zunahme der mittleren maximalen Flußgeschwindigkeit (von 16,87 cm/s auf 23,1 cm/s, Diagramm 4-18).

Während es bei körperlicher Belastung zu keiner meßbaren Änderung des Flußvolumens kommt (0,42 l/min), sieht man postprandial einen starken Anstieg von 0,41 l/min auf 0,67 l/min ($p < 0,001$, Diagramm 4-19).

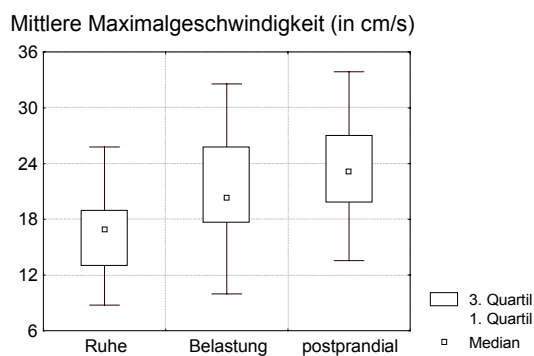


Diagramm 4-18: Zunahme der mittleren maximalen Flußgeschwindigkeit in der V. portae dextra unter Belastung und postprandial.

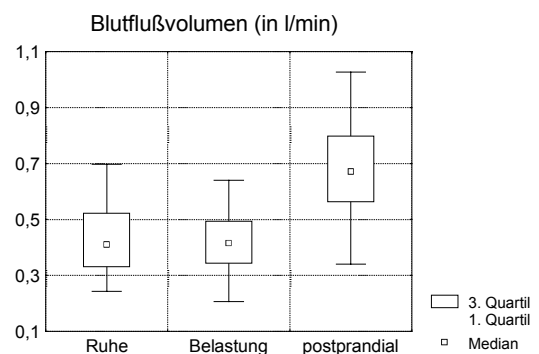


Diagramm 4-19: Postprandiale Zunahme des Perfusionsvolumens in der V. portae dextra.

Wie schon im Falle der Vena portae zeigen auch hier die Widerstandsindices sowohl unter Belastung als auch postprandial eine deutliche Abnahme des nachgeschalteten Widerstands (p jeweils $< 0,001$).

4.2.2.3.6 Vena hepatica media (Tab. 8-11)

Der Gefäßdurchmesser nimmt unter Belastung (6,28 mm) und postprandial (5,98 mm) gegenüber dem Ruhezustand (6,7 mm) jeweils ab.

Die mittlere maximale Blutflußgeschwindigkeit (in Ruhe 7,33 cm/s) zeigt eine tendenzielle Zunahme sowohl unter Belastung (auf 9,85 cm/s) als auch postprandial (auf 10,33 cm/s). Das Flußvolumen steigt unter Belastung und postprandial auf jeweils 0,19 l/min, verglichen mit 0,15 l/min im Ruhezustand.

Ein statistischer Zusammenhang läßt sich allein für die Zunahme der diastolischen Blutflußgeschwindigkeit und des Flußvolumens sowie für die Abnahme des Pulsatilitätsindex' nach Einnahme der Standardmahlzeit erkennen.

4.2.2.4 Milzperfusion

4.2.2.4.1 A. lienalis im Bereich des Truncus coeliacus (Tab. 8-12)

In der A. lienalis im Bereich des Truncus coeliacus kommt es unter körperlicher Belastung zu einer Verringerung des mittleren Gefäßdurchmessers (von 4,68 mm auf 4,56 mm), der mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit (von 45,6 cm/s auf 37,85 cm/s) und des Blutflußvolumens (von 0,44 l/min auf 0,38 l/min, Diagramm 4-21). Die diastolische Strömungsgeschwindigkeit sinkt von 23,83 cm/s auf 15,02 cm/s (Diagramm 4-20).

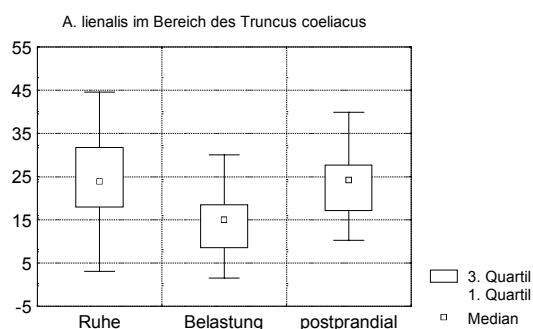


Diagramm 4-20: Abnahme der diastolischen Flußgeschwindigkeit unter Belastung in der A. lienalis gemessen im Bereich des Truncus coeliacus.

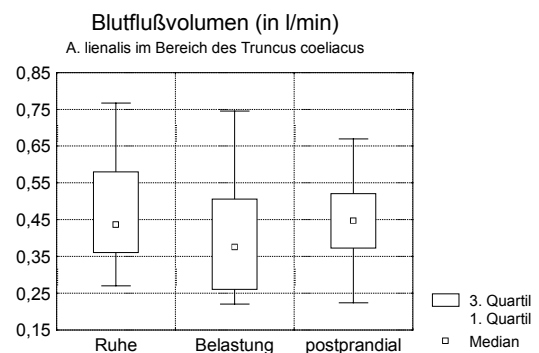


Diagramm 4-21: Verhalten des Flußvolumens in der A. lienalis gemessen im Bereich des Truncus coeliacus in Ruhe, unter Belastung und postprandial.

Nach Einnahme der Standardmahlzeit verändert sich der mittlere Gefäßdurchmesser nicht meßbar (4,68 mm in Ruhe bzw. 4,63 mm postprandial). Die mittlere maximale

Blutflußgeschwindigkeit nimmt leicht ab, das Flußvolumen bleibt nahezu unverändert (0,44 l/min bzw. 0,45 l/min). Ein statistischer Zusammenhang zwischen der Einnahme der Mahlzeit und Veränderungen der gemessenen Parameter läßt sich nicht erkennen.

4.2.2.4.2 A. lienalis im Bereich des Milzhilus (Tab. 8-13)

Unter körperlicher Belastung verändert sich der Gefäßdurchmesser nicht meßbar (3,7 mm bzw. 3,63 mm). Die diastolische Blutflußgeschwindigkeit nimmt von 23,77 cm/s auf 17,5 cm/s ab (Diagramm 4-22), die mittlere maximale Flußgeschwindigkeit bleibt annähernd gleich (37,7 cm/s bzw. 35,37 cm/s). Das gemessene Blutflußvolumen nimmt ab (Diagramm 4-23).

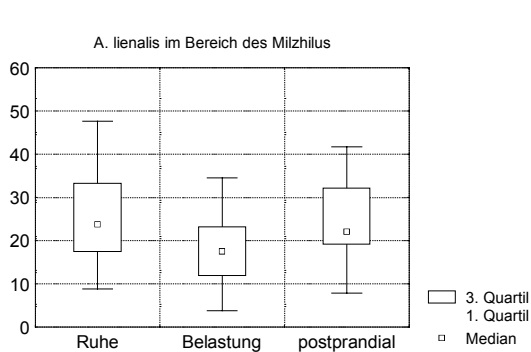


Diagramm 4-22: Abnahme der diastolischen Flußgeschwindigkeit unter HZV-Steigerung in der A. lienalis am Milzhilus.

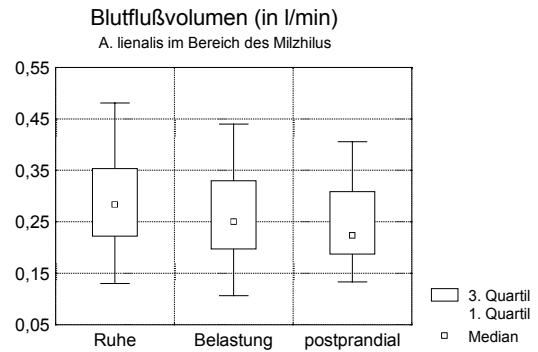


Diagramm 4-23: Verhalten des Flußvolumens in der A. lienalis gemessen am Milzhilus in Ruhe, unter Belastung und postprandial.

Postprandial bleibt der mittlere Gefäßdurchmesser ebenfalls annähernd konstant (3,5 mm). Gemessenes Flußvolumen (Diagramm 4-23) und mittlere maximale Flußgeschwindigkeit nehmen leicht ab.

4.2.2.4.3 Vena lienalis (Tab. 8-14)

Die dopplersonographisch erfassbaren Veränderungen in der Milzvene sind uneinheitlich. Der Gefäßdurchmesser verringert sich unter körperlicher Belastung von 6,25 mm auf 5,46 mm.

Postprandial kommt es zu einer Abnahme des Widerstandes in der Milzvene (Abnahme des RI von 0,36 auf 0,26 und des PI von 0,43 auf 0,3).

Bei Belastung und postprandial läßt sich eine tendenzielle Zunahme der systolischen (von 21,6 cm/s in Ruhe auf 23,87 cm/s bzw. 23,52 cm/s), diastolischen (von 14,5

cm/s auf 15,53 cm/s bzw. 16,22 cm/s) und mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit (von 18,6 cm/s auf 20,47 cm/s bzw. 19,93 cm/s) feststellen.

Das errechnete Flußvolumen nimmt unter Belastung von 0,36 l/min auf 0,31 l/min ab und steigt postprandial auf 0,41 l/min an.

4.2.2.5 Splanchnikusperfusion

4.2.2.5.1 Arteria mesenterica superior (Tab. 8-15)

Die Meßwerte der Arteria mesenterica superior unter körperlicher Belastung zeigen eine geringfügige Abnahme des mittleren Gefäßdurchmessers von 5,6 mm auf 5,46 mm (Diagramm 4-24), Zunahme der systolischen (von 112,0 cm/s auf 128,67 cm/s, Diagramm 4-25) und diastolischen Blutflußgeschwindigkeit (von 8,33 cm/s auf 13,1 cm/s, Diagramm 4-26), Abnahme der Widerstandsindices und Verringerung des Flußvolumens von 0,52 l/min auf 0,48 l/min (Diagramm 4-28).

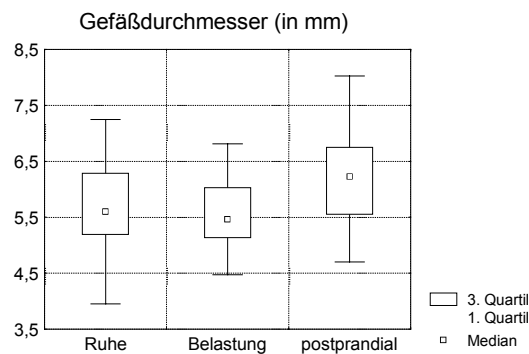


Diagramm 4-24: Verhalten des Gefäßdurchmessers der A. mesenterica superior bei Belastung und postprandial.

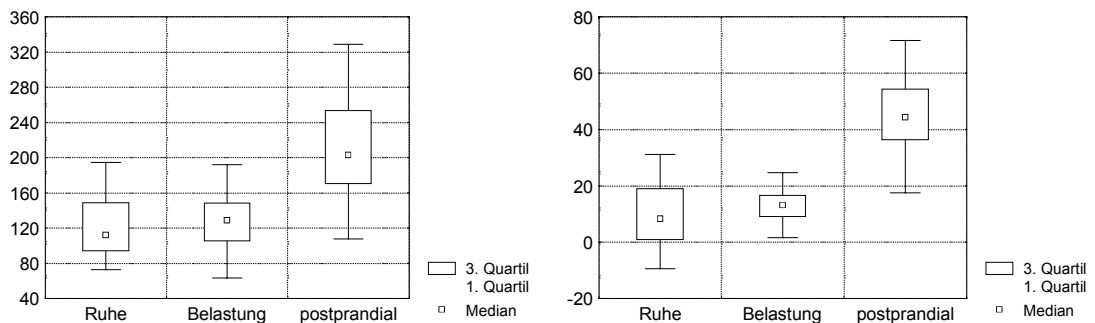


Diagramm 4-25 und Diagramm 4-26: Veränderungen der systolischen und diastolischen Blutflußgeschwindigkeit in der A. mesenterica superior unter Belastung und postprandial.

Die Zunahme der diastolischen und mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit ist signifikant ($p < 0,01$, Diagramm 4-26 und 4-27).

30 Minuten nach der Standardmahlzeit steigt die Blutflußgeschwindigkeit systolisch von 112,0 cm/s auf 203 cm/s und diastolisch von 8,33 cm/s auf 44,4 cm/s (Diagramm 4-25 und 4-26). Die mittlere maximale Blutflußgeschwindigkeit steigt von 38,17 cm/s auf 84,98 cm/s (Diagramm 4-27), der mittlere Gefäßdurchmesser von 5,6 mm auf 6,23 mm. Der postprandiale Anstieg von Durchmesser, systolischer, diastolischer und mittlerer Flußgeschwindigkeit ist hochsignifikant (p jeweils $<0,001$).

Mittlere Maximalgeschwindigkeit (in cm/s)

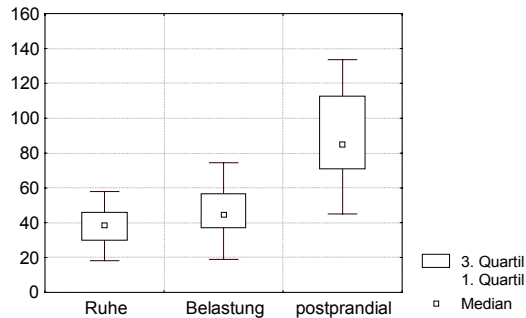


Diagramm 4-27: Zunahme der mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit in der A. mesenterica superior unter Belastung und postprandial.

Blutflußvolumen (in l/min)

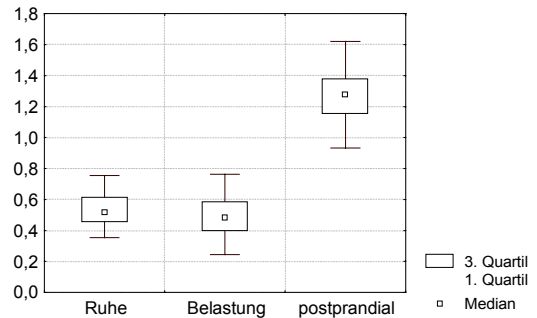


Diagramm 4-28: Zunahme des Flußvolumens in der A. mesenterica superior 30 Minuten nach Einnahme der Standardmahlzeit.

Das mittlere Flußvolumen steigt von 0,52 l/min auf postprandial 1,28 l/min; damit nimmt der Blutfluß postprandial um durchschnittlich 146 % zu (Diagramm 4-27). Der fallende periphere Widerstand drückt sich in der Abnahme von Resistive Index (von 0,92 auf 0,78) und Pulsatilitätsindex (von 3,03 auf 1,85) aus (p jeweils $<0,001$, Diagramm 4-29).

Pulsatilitätsindex (PI)

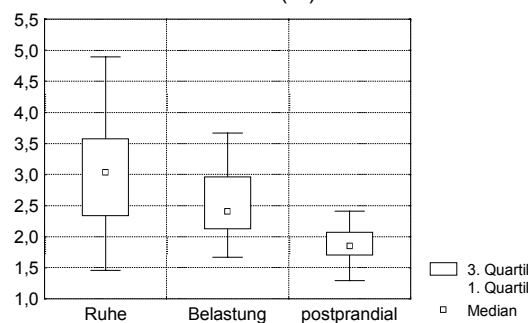


Diagramm 4-29: Abnahme des nachgeschalteten Widerstandes in der A. mesenterica superior postprandial, ausgedrückt durch den Pulsatilitätsindex (PI).

4.2.2.5.2 Vena mesenterica superior (Tab. 8-16)

Unter körperlicher Belastung verringert sich der mittlere Gefäßdurchmesser in der Vena mesenterica superior tendenziell von 7,3 mm auf 6,88 mm. Die Zunahme der

mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit und die Abnahme des Blutflußvolumens (von 0,53 l/min auf 0,42 l/min, Diagramm 4-31) zeigen sich ebenfalls nur in der Tendenz. Der Widerstand in der Vena mesenterica superior bleibt annähernd gleich.

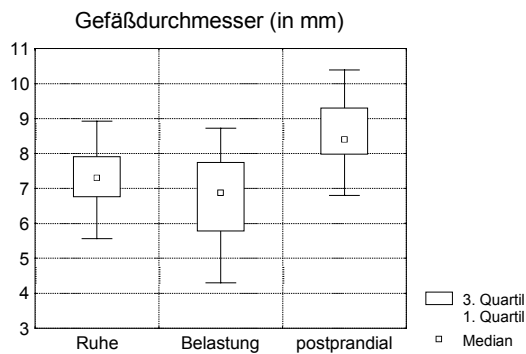


Diagramm 4-30: Postprandiale Zunahme des mittleren Gefäßdurchmessers der V. mesenterica superior.

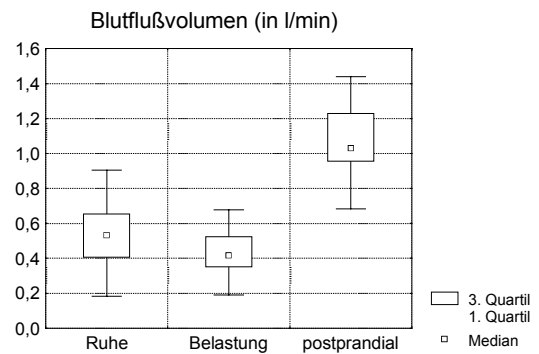


Diagramm 4-31: Abnahme des Perfusionsvolumens durch die V. mesenterica superior unter Belastung und Zunahme 30 Minuten postprandial.

Postprandial zeigen sich hingegen eine hochsignifikante Zunahme von mittlerem Gefäßdurchmesser auf 8,4 mm (Diagramm 4-30), systolischer (von 27,22 cm/s auf 34,7 cm/s), diastolischer (von 15,25 cm/s auf 22,8 cm/s) und mittlerer maximaler Blutflußgeschwindigkeit von 20,82 cm/s auf 29,4 cm/s (p jeweils <0,001). Das gemessene Blutflußvolumen steigt um durchschnittlich 94% auf 1,03 l/min (Diagramm 4-31). Der nachgeschaltete Widerstand zeigt sich 30 Minuten nach Nahrungsaufnahme deutlich reduziert.

4.2.3 Verhältnisse der Flußvolumina

Setzt man gemessene Blutflußvolumina in Verhältnis zueinander, werden hämodynamische Effekte deutlicher hervorgehoben. Die Verhältnisse der Flußvolumina (Quotienten der Blutflußvolumina) von A. hepatica propria und A. lienalis im Bereich des Milzhilus in l/min ($A_{\text{hep.}} : A_{\text{lien.}}$) sind in Diagramm 4-32 graphisch dargestellt. Die Abnahme des Quotienten von ursprünglich 1,11 auf 0,68 (unter Belastung) bzw. 0,61 (postprandial) bedeutet, daß die arterielle Leberperfusion im Verhältnis zur Milzperfusion absinkt. Die Unterschiede zwischen den Werten in Ruhe und postprandial sind signifikant ($p < 0,005$).

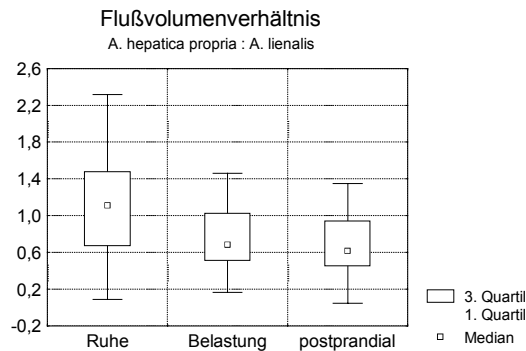


Diagramm 4-32: Verhältnis der Flußvolumina der A. hepatica propria und der A. lienalis im Bereich des Milzhilus in Ruhe, unter Belastung und postprandial.

Die Verhältnisse der Flußvolumina von A. hepatica propria zu V. portae und von V. portae zu A. lienalis im Bereich des Milzhilus sind in Diagramm 4-33 und 4-34 aufgetragen.

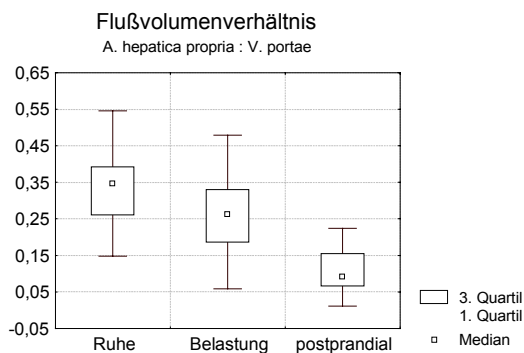


Diagramm 4-33: Verhältnis der Flußvolumina der A. hepatica propria und der V. portae in Ruhe, unter Belastung und postprandial.

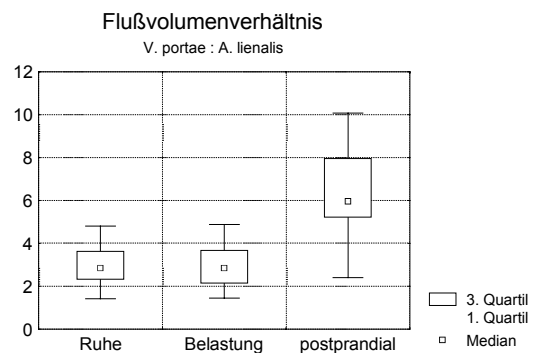


Diagramm 4-34: Verhältnis der Flußvolumina der V. portae und der A. lienalis im Bereich des Milzhilus in Ruhe, unter Belastung und postprandial.

Betrachtet man die beiden blutzuführenden Gefäße zu der Leber A. hepatica propria und V. portae ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}}$), so verschiebt sich unter HZV-Steigerung und postprandial das Verhältnis zugunsten der V. portae (Ruhe 0,35:1, Belastung 0,26:1, postprandial 0,09:1). Verglichen zum Ruhezustand ist der Unterschied postprandial hochsignifikant ($p < 0,001$).

Der Quotient aus dem Flußvolumen der V. portae als Dividend und dem Flußvolumen der A. lienalis (Hilusbereich) als Divisor ($V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$) beträgt in Ruhe 1,38 und nimmt unter Belastung und postprandial ab (1,23 bzw. 0,42).

Bei Betrachtung der Verhältnisse der Flußvolumina in l/min aller 3 Gefäße A. hepatica propria, V. portae und A. lienalis im Bereich des Milzhilus ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$)

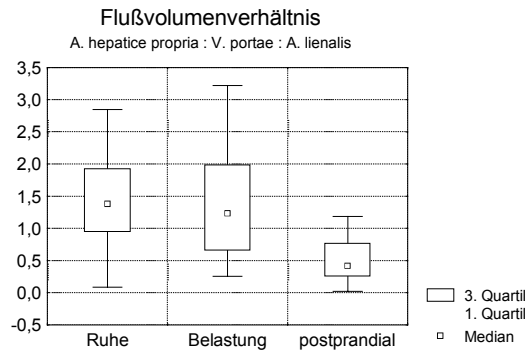


Diagramm 4-35: Verhältnis der Flußvolumina (in l/min) von A. hepatica propria zu V. portae zu A. lienalis (im Bereich des Milzhilus) in Ruhe, unter Belastung und postprandial.

zeigt sich dieser Quotient (Ruhe 1,38, bei Belastung: 1,23, postprandial: 0,42) 30 Minuten postprandial -verglichen mit dem Ruhezustand- hochsignifikant erniedrigt ($p < 0,001$, siehe Diagramm 4-35). Dieser Quotient liest sich 1:2:3, d.h. das Flußvolumen der A. hepatica propria wird zuerst durch das Flußvolumen der V. portae geteilt und anschließend durch das Flußvolumen der A. lienalis im Bereich des Milzhilus dividiert.

4.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

1. Der Gefäßdurchmesser der A. hepatica propria verändert sich ausgehend vom Ruhezustand unter Belastung und postprandial kaum.
2. Die \bar{v}_{mean} in der A. hepatica propria nimmt unter Belastung und postprandial signifikant ab (von 40,73 cm/s auf 23,93 cm/s bzw. 23,1 cm/s).
3. Das Perfusionsvolumen in der A. hepatica propria beträgt in Ruhe 0,28 l/min und sinkt bei HZV-Steigerung und postprandial auf 0,15 l/min (p jeweils <0,001).
4. Der Durchmesser der V. portae verringert sich unter Belastung von 9,4 mm auf 8,3 mm und vergrößert sich postprandial auf 10,4 mm.
5. Die gemessene \bar{v}_{mean} der Pfortader erhöht sich postprandial signifikant von 22,37 cm/s auf 29,33 cm/s (p<0,005).
6. Das Blutflußvolumen in der Pfortader nimmt unter Belastung von 0,81 l/min auf 0,66 l/min ab und postprandial auf 1,56 l/min zu.
7. Die totale Leberdurchblutung sinkt unter Belastung signifikant (p<0,005) und steigt postprandial verglichen mit dem Ruhezustand hochsignifikant an (p<0,001).
8. In der A. lienalis im Bereich des Milzhilus lassen sich unter Belastung -als Zeichen des erhöhten Widerstands- die Abnahme der diastolischen Strömungsgeschwindigkeit und die Zunahme von RI und PI beobachten. Ausgehend vom Ruhezustand kommt es postprandial zu keinen statistisch faßbaren Veränderungen.
9. Der Gefäßdurchmesser der A. mesenterica superior vergrößert sich von 5,6 mm auf 6,23 mm postprandial.
10. Die \bar{v}_{mean} in der A. mesenterica superior erhöht sich signifikant unter Belastung auf 44,53 cm/s und postprandial auf 84,98 cm/s, verglichen mit dem Ruhezustand (38,17 cm/s).
11. Das Flußvolumen in der A. mesenterica superior steigt von 0,52 l/min in Ruhe auf 1,28 l/min postprandial.

Bei Betrachtung der Verhältnisse der Flußvolumina ($A_{\text{hep.}} : A_{\text{lien.}}$), ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}}$), ($V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$) und ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$) ist im Ruhezustand

1. das Blutflußvolumen in der A. hepatica propria und in der A. lienalis (Hilus) nahezu gleich (1,11:1),
2. das Perfusionsverhältnis A. hepatica propria zu V. portae 0,35:1,
3. das Perfusionsverhältnis V. portae zu A. lienalis (Hilus) 2,84:1,

4. der Quotient aus A. hepatica propria zu V. portae zu A. lienalis (Hilus) 1,38.

Unter körperlicher Belastung und damit verbundener HZV-Steigerung auf etwa den doppelten Ruhewert verändern sich die Flußvolumenverhältnisse wie folgt:

1. A. hepatica propria zu A. lienalis (Hilus) vermindert sich (0,68:1).
2. A. hepatica propria zu V. portae vermindert sich (0,26:1, $p < 0,01$).
3. V. portae zu A. lienalis (Hilus) bleibt konstant (2,84:1).
4. Der Quotient aus A. hepatica propria zu V. portae zu A. lienalis (Hilus) vermindert sich (1,23).

30 Minuten postprandial und damit unter Steigerung der splanchnischen Durchblutung kommt es zu folgenden Änderungen der Perfusionsverhältnisse:

1. A. hepatica propria zu A. lienalis (Hilus) vermindert sich auf 0,61:1 ($p < 0,005$)
2. A. hepatica propria zu V. portae vermindert sich auf 0,09:1 ($p < 0,001$).
3. V. portae zu A. lienalis (Hilus) erhöht sich auf 5,95:1 ($p < 0,001$).
4. Der Quotient aus A. hepatica propria zu V. portae zu A. lienalis (Hilus) verringert sich hochsignifikant auf 0,42:1 ($p < 0,001$).

5 Diskussion

5.1 Methoden

Bei der Interpretation duplexsonographisch erhobener quantitativer Meßergebnisse muß man sich immer der Grenzen der Methode bewußt sein. Der immense Vorteil der Nicht-Invasivität, der unmittelbaren Verfügbarkeit und unbegrenzten Wiederholbarkeit steht einer Vielzahl von Fehlermöglichkeiten gegenüber, angefangen bei der Gefäßdurchmesserbestimmung und damit verbunden ein quadratisch ansteigender Fehler bei der Flußvolumenbestimmung. Mit Zunahme des Dopplerwinkels steigt die Meßgenauigkeit bei der Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit; diese Ungenauigkeit mündet gleichfalls in das errechnete Flußvolumen. Das zeitliche Mittel der Maximalgeschwindigkeiten \bar{v}_{mean} , das durch das „trace“-Verfahren bestimmt wird, ergibt zu hohe Werte für die „mittlere“ Flußgeschwindigkeit (siehe 2.3.3). Der Faktor der Überschätzung ist abhängig vom Gefäßdurchmesser und der Geschwindigkeit des fließenden Blutes. Zur Zeit bieten nahezu alle Gerätehersteller primär das „trace“-Verfahren an.

Nicht zuletzt kann das zu untersuchende Gefäß in manchen Fällen für eine quantitative Messung nicht ausreichend dargestellt werden. Dies gilt insbesondere für die Untersuchung unter körperlicher Belastung.

Neben den bereits kritisch beschriebenen meßmethodischen Problemen der Methode „Duplexsonographie“ (siehe Grundlagen) sind die Meßergebnisse dieser Arbeit mit folgenden Einschränkungen zu betrachten:

1. Systematische Überschätzung der Flußgeschwindigkeiten in allen Gefäßen wegen der Angabe als \bar{v}_{mean} (Mittelwert der Maximalgeschwindigkeiten, „trace“-Verfahren) und nicht als \bar{v}_B (tatsächliche mittlere Blutflußgeschwindigkeit).
2. Systematische Unterschätzung des wahren Querschnittsfläche der V. portae, da zur Querschnittsberechnung der Längsdurchmesser mit Hilfe der Kreisformel herangezogen wurde. Der Grad dieser Unterschätzung wird mit 7% angegeben [75]. Eine konstante Unterschätzung ist akzeptiert worden. In Wirklichkeit müßten die Werte der V. portae etwas größer sein.

3. Praktische Unwägbarkeiten unter körperlicher Belastung:
 - Häufig schwierige sichere Lokalisation der Gefäße und Ableitung von Dopplerfrequenzen während körperlicher Betätigung.
 - Kaliberschwankung der V. portae abhängig von der Atmung [75] und vom intraabdominellen Druck.
 - bei Erhöhung der Herzfrequenz über die Zeit relatives Überwiegen des größeren systolischen Gefäßdurchmessers.

Die klinische Aussagekraft der quantitativen Meßwerte ist durch die beschriebenen Fehlermöglichkeiten eingeschränkt. Im Umfang ihrer Berechnung vom Gefäßdurchmesser über die Flußgeschwindigkeit zum Flußvolumen steigt parallel die Anfälligkeit für Fehler. Auch diese Untersuchung ist nicht frei von Fehlern; sie sind in der Methode begründet. Die nicht zu kalkulierende Ungenauigkeit rechtfertigt eine kritische Haltung gegenüber rechnerisch gewonnenen statistischen Zusammenhängen. Trends sind sicher herzuleiten, statistisch sichere Ergebnisse nicht. Die grundsätzlichen Bedenken an der Meßwertgenauigkeit duplexsonographisch bestimmter Blutflußgeschwindigkeiten und Flußvolumina werden auch in dieser Untersuchung bestätigt. Bei der Fülle von Einzelmeßwerten (für jedes Gefäß 1092, insgesamt mehr als 37000) ist jedoch aus den Ergebnissen mehr als ein Trend abzulesen.

Der Vergleich der in dieser Untersuchung erhobenen Werte mit anderen Untersuchungen ist nicht ohne weiteres möglich. Die gleiche Methode der Geschwindigkeitsmessung („trace“-Verfahren und \bar{v}_{mean}) ist dafür die Voraussetzung. Letztendlich muß sich jede Arbeitsgruppe eigene Referenzwerte erarbeiten [87] und die verwendeten Geräte im Labor am Phantom kalibrieren.

5.2 Ergebnisse

Will man die dopplersonographische Berechnung von Blutflußgeschwindigkeit und Blutflußvolumen zur Beurteilung pathologischer Befunde klinisch nutzbar machen, so werden vergleichbare Normalwerte benötigt. Es existieren Untersuchungen, die Veränderungen in den Lebergefäßen und der A. mesenterica superior durch Einnahme einer Standardmahlzeit quantifizieren. Der Einfluß körperlicher Belastung (in dieser Untersuchung mit Steigerung des Herzzeitvolumens auf etwa den doppelten Ruhewert, Abschätzung mittels dopplersonographisch bestimmter

Geschwindigkeitsverdoppelung in der A. abdominalis) auf Durchmesser, Flußgeschwindigkeit und Flußvolumen der hepatischen, lienalen und intestinalen Gefäße ist bisher kaum untersucht [36,58]. Das verwundert nicht angesichts der praktischen Probleme. Körperliche Belastung ist jedoch eine physiologische Bedingung. Diese Tatsache hat die Untersuchung der Leber-, Milz- und Mesenterialgefäße in Ruhe, bei körperlicher Belastung und nach Einnahme einer Standardmahlzeit initiiert.

Die Leber erhält bei körperlicher Ruhe rund 25% des Herzminutenvolumens, obgleich ihr Gewicht nur 2,5% des Körpergewichts ausmacht. 30% des Lebervolumens ist Blut, das entspricht 12% des gesamten Körperblutvolumens. Die totale Leberdurchblutung besteht zu zwei Dritteln aus dem mäßig oxygenierten Blut der V. portae und zu einem Drittel aus der arteriellen Versorgung durch die A. hepatica [42]. In der Literatur wird der Durchmesser der V. portae mit 10-13 mm und der Fluß mit 600-1100 ml/min angegeben, jeweils im Nüchternzustand.

Es ist bekannt, daß das Flußprofil der V. portae durch Nahrungsaufnahme [20], Körperstellung [5], Atmung [62] und Herzaktion [78] beeinflusst wird. Die in dieser Arbeit gewonnenen Meßwerte zur Leberdurchblutung im nüchternen Zustand und postprandial decken sich mit den Berichten anderer Untersucher. Tabelle 5-1 gibt dazu eine Übersicht.

Die gefundenen Normwerte des Längsdurchmessers in Ruhe mit 9,4 mm entsprechen den Werten anderer Autoren. Die signifikanten Veränderungen des Durchmessers (Belastung 8,3 mm, postprandial 10,4 mm) sind vermutlich durch eine Minderperfusion Leber unter Belastung und durch Mehrperfusion nach Nahrungsaufnahme, die mehrfach beschrieben ist, erklärbar. Der erhöhte intraabdominelle Druck unter körperlicher Belastung hat sicher ebenso wie die Atemlage Einfluß auf den Gefäßdurchmesser der V. portae. Inwieweit kann nur vermutet werden; Anhalt dafür liefern Arbeiten von Seitz et al. [75].

Die in dieser Arbeit gefundenen Durchmesser der A. hepatica communis et propria et dextra betragen 4,7 mm, 3,7 mm bzw. 2,5 mm. Abgesehen von der Verkleinerung des Gefäßdurchmessers der A. hepatica propria unter Belastung (von 3,7 mm auf 3,4 mm) sind die Durchmesseränderungen nicht signifikant. Vergleichszahlen mit anderen Untersuchungen fehlen. Es muß aber auch darauf hingewiesen werden, daß

bei der Untersuchung unter körperlicher Belastung diese Gefäße in weniger als 75% der Fälle für eine quantitative Messung ausreichend dargestellt werden konnten (siehe Tabelle 8-3 im Anhang).

Tabelle 5-1: Literaturangaben zu Durchmesser, Querschnittsfläche, mittlerer Flußgeschwindigkeit und Volumenfluß in der V. portae bei körperlicher Ruhe. Angabe der mittleren Flußgeschwindigkeit als \bar{v}_{mittel} , da in den meisten Arbeiten keine Angabe über die Methode der Geschwindigkeitsrechnung gemacht wird (\bar{v}_{mean} oder \bar{v}_B).

	Ø in mm	A in cm ²	\bar{v}_{mittel} in cm/s	\dot{V} in l/min	n
Eigene Untersuchung (in Klammern Mittelwert ± Standardabweichung)	9,38 (9,33 ± 1,3)		22,37 (23,77 ± 7,7)	0,81 (0,88 ± 0,279)	40
30 Minuten postprandial (in Klammern Mittelwert ± Standardabweichung)	10,43 (10,6 ± 1,2)		29,33 (30,6 ± 8,7)	1,56 (1,56 ± 0,354)	
Brown et al. [5]		1,27 ± 0,23	11,1 ± 2,5	0,847 ± 0,138	16
Cooper et al. [10] 30 Minuten postprandial				0,791 ± 0,089 1,31 ± 0,147	11
Dinc et al. [12]				0,734 ± 0,149	24
Gaiani et al. [20] 60 Minuten postprandial	10,5 ± 1,5 11,9 ± 1,7		16,0 ± 4,1 19,7 ± 4,8	0,832 ± 0,245 1,312 ± 0,433	12
Iwao et al. [28]			15,9 ± 2,8		73
Jakab et al. [33]				0,614 ± 0,21	14
Moriyasu et al. [49]			14,4 ± 3,4	0,923 ± 0,21	36
Ohnishi et al. [52]		0,73 ± 0,25	14,8 ± 5,6		26
Okazaki et al. [54]	9,0 ± 1,0		21,2 ± 5,2	0,966 ± 0,344	40
Rapaccini et al. [63] (in Klammern 95% Vertrauensintervall)			22,0 (20,9 - 24,2)	0,85 (0,766 - 0,987)	23
Sabbá 1990 [68]	10,8 ± 0,9		16,0 ± 1,0	1,03 ± 0,072	14
et al. 1990 [68]	13,4 ± 1,0		16,0 ± 2,0	1,11 ± 0,101	14
1991 [67]		1,33 ± 0,04	13,0 ± 0,3	1,066 ± 0,038	12
Sato et al. [69]	6,4 ± 0,7		20,2 ± 5,9	0,383 ± 0,090	21
Seitz et al. [75]	9,4 ± 1,2		15,2 ± 2,9	0,622 ± 0,165	29
Zoli et al. [86]	9,6 ± 0,0			0,694 ± 0,23	50

Die mittlere maximale Blutflußgeschwindigkeit \bar{v}_{mean} in Ruhe in der V. portae (22,4 cm/s) deckt sich mit Werten vergleichbarer Untersuchungen von Okazaki et al., Rapaccini et al. und Sato et al. [54,63,69]; in anderen Arbeiten wurde sie jedoch

niedriger gemessen [5,20,28,49,52,67,68,75]. Sämtliche Autoren deklarieren \bar{v}_{mean} als mittlere Blutflußgeschwindigkeit. Sie weisen nicht darauf hin, nach welcher Methode sie die Flußgeschwindigkeit gemessen haben („trace“-Verfahren oder intensitätsgewichtete Frequenzanalyse). Diese Tatsache erschwert einen direkten Vergleich der Werte und unterstreicht noch einmal die Problematik der Geschwindigkeitsmessung mit dem „trace“-Verfahren.

Unter körperlicher Belastung kommt es in der A. hepatica propria zur Verlangsamung der mittleren maximalen Blutflußgeschwindigkeit \bar{v}_{mean} , in der V. portae zur tendenziellen Zunahme. Diese Befunde sind neu.

Der bemerkenswerteste Befund war jedoch die Verminderung des Blutflußvolumens unter Belastung sowohl in der A. hepatica propria von ursprünglich 280 ml/min auf 150 ml/min als auch in der V. portae von 810 ml/min auf 660 ml/min. Dies entspricht nicht der Erwartung nach Kenntnis anderer Untersuchungsergebnisse, wonach sich beide Gefäße reziprok verhalten sollten und damit die totale Leberdurchblutung konstant gehalten werde. Bereits 1911 beschrieb Burton-Opitz [9] den Einfluß verringerter portalvenöser Perfusion auf den arteriellen Blutfluß via A. hepatica. Der Fluß in der A. hepatica sei abhängig von der portalvenösen Perfusion, wohingegen der Fluß in der V. portae nicht auf eine veränderte Perfusion durch die A. hepatica reagiere. Damit kompensiere die A. hepatica Veränderungen im portalvenösen Strom unter der Zielsetzung, die gesamte Leberdurchblutung konstant zu halten. Lautt beschrieb dieses Phänomen 1977 [39] und prägte 1981 den Begriff der „hepatic arterial buffer response“ [40]. Jakab et al. [33] konnten 1995 einen signifikanten Anstieg der Durchblutung der A. hepatica bei Unterbinden der V. portae intraoperativ nachweisen. Ein Unterbinden der A. hepatica hatte keinen Einfluß auf die V. portae.

In der vorliegenden Untersuchung verringerte sich jedoch die totale Leberdurchblutung bei körperlicher Belastung um 25% von 1110 ml/min auf 830 ml/min. Dieses Ergebnis stellt eine allumfassende mechanistische Erklärung für die komplizierten Abläufe im Zusammenspiel von A. hepatica und V. portae in Frage. Schon vorher ist die „hepatic arterial buffer response“ kritisch diskutiert worden [35].

Die postprandial beobachtete Steigerung der totalen Leberdurchblutung im Median von 1100 ml/min auf 1720 ml/min war ausschließlich durch eine Steigerung des Blutflusses in der Pfortader von 810 ml/min auf 1560 ml/min bedingt, wobei sich die

Flußgeschwindigkeit erhöhte und der Durchmesser vergrößerte. Die Steigerung der Stromstärke haben auch Lafortune et al. 1993 beobachten können [38]. In der Arbeit von Lafortune et al. wurde gezeigt, daß korrespondierend zur postprandialen Stromstärkesteigerung in der Pfortader der Resistive Index in der A. hepatica steigt. Der dadurch ausgedrückte höhere Widerstand im nachgeschalteten Gefäßbett zeigt sich auch im Rückgang der diastolischen Strömungsgeschwindigkeit. Dies kann mit den vorliegenden Untersuchungsergebnissen bestätigt werden. Die diastolische Flußgeschwindigkeit verringert sich signifikant (von 19,87 cm/s auf 10,67 cm/s) und der Resistive Index erhöht sich (von 0,75 auf 0,81).

In Berichten von Iwao et al. [28,29], die ebenfalls Veränderungen von Flußgeschwindigkeit und Flußvolumen in der Pfortader und des Widerstands in der A. hepatica propria (ausgedrückt durch den Pulsatilitätsindex) nach einer Standardmahlzeit zeigten, werden aufgrund dieser Beobachtung der „hepatic artery buffer index“ und der „liver vascular index“ als spezifische dopplersonographische Parameter zur Diagnose bei Leberzirrhose und portaler Hypertension konstruiert. Für den PI gibt Iwao Nüchternwerte von $0,95 \pm 0,17$ an. Fisher et al. [18] heben RI-Werte von nüchtern 0,70 bzw. 0,67 und 30 min. postprandial von 0,77 bzw. 0,78 gefunden, die mit den vorliegenden Ergebnissen übereinstimmen (nüchtern 0,75, postprandial 0,81).

Wie in dieser Untersuchung gezeigt, kommt es aber auch bei Erhöhung des Herzzeitvolumens zu einer deutlichen Abnahme der diastolischen Blutflußgeschwindigkeit und zur signifikanten Erhöhung des Widerstandes in der A. hepatica communis, propria et dextra mit eleviertem RI bzw. PI. Gleichfalls kommt es zu Alternationen im Fluß der V. portae. Das ist von entscheidender Bedeutung für die Perfusionsbeurteilung, da z.B. die postoperative konsekutive HZV-Steigerung durch allgemeine Streßreaktion und Sympathikusaktivierung zu Ergebnissen führen kann, die in der Interpretation (pathologisch oder Konsequenz der HZV-Steigerung?) nicht eindeutig sind. Dies sollte bei einer Nüchternuntersuchung -vor der Klassifizierung eines Befundes als pathologisch- berücksichtigt werden.

Inwieweit genau diese Veränderungen in der Frühphase nach Lebertransplantation gefunden werden können, ist noch Gegenstand der Diskussion [38,55].

Harms et al. betrachteten den Resistive Index der A. hepatica unmittelbar nach Reperfusion des Transplantats und fanden diesen maximal erhöht, jedoch keine

Korrelation mit akuter, dafür aber mit chronischer Abstoßung [25]. Auch die Abwesenheit eines diastolischen Flusses in der A. hepatica nach Transplantation ist nach Ansicht von Longley et al. [46] und Propeck et al. [57] nicht als Hinweis auf akute Abstoßung oder drohende Thrombose der A. hepatica zu werten. Nach Segel et al. ist dann aber die sofortige Angiographie -mit der möglichen Konsequenz einer neuen Transplantation- gerechtfertigt [73].

Aufgrund der Möglichkeit von qualitativen und quantitativen Messungen ist der Einsatz der Dopplersonographie bei Patienten mit portaler Hypertension Routine. So kann die Duplextechnik zur Diagnose eines hepatofugalen Flusses eingesetzt werden [51], dessen Inzidenz bei Patienten mit portaler Hypertension etwa 8% beträgt [21]. In Arbeiten von Gaiani et al., Okazaki et al. und Seitz et al. [20,54,75] wird übereinstimmend beschrieben, daß bei Patienten mit portaler Hypertension der Gefäßdurchmesser der V. portae signifikant größer und die Blutflußgeschwindigkeit signifikant geringer ist als bei gesunden Probanden. Somit können mit Hilfe der Duplexsonographie funktionelle Aussagen gemacht werden. Dies ist um so wichtiger, wenn nur morphologische Zeichen auf die Diagnose portale Hypertonie hingewiesen haben.

Dopplersonographische Flußmessungen im Truncus coeliacus im Basalzustand ergeben Werte von 700-1100 ml/min [48,61]. Innerhalb dieses Bereiches liegt der eigene Wert mit 880 ml/min. Die von Moneta et al. [48] angegebenen Flußgeschwindigkeiten ($v_{\text{syst.}} 101 \pm 3,5$ cm/s, $v_{\text{diast.}} 33 \pm 1,4$ cm/s und $\bar{v}_{\text{mittel}} 52 \pm 1,7$ cm/s) korrespondieren ebenfalls mit den eigenen Ergebnissen ($v_{\text{syst.}} 137,0$ cm/s, $v_{\text{diast.}} 33,2$ cm/s und $\bar{v}_{\text{mean}} 65,73$ cm/s). 30 Minuten nach Einnahme der Mahlzeit zeigten sich in den eigenen Untersuchungen keine Hyperämie im Truncus coeliacus. Diese Tatsache deckt sich mit den Ergebnissen von Qamar et al. [61], in deren Untersuchung die Hyperämie im Truncus coeliacus nach Einnahme einer flüssigen Mahlzeit sofort einsetzte und 10 Minuten persistierte, um nach 30 Minuten wieder auf den Ausgangswert abzusinken.

Die durch Einzelmessungen ermittelten Durchmesser (je 4x pro Gefäß und Funktionszustand Ruhe, Belastung, postprandial) der A. lienalis direkt am Abgang

vom Truncus coeliacus und am Milzhilus betragen in Ruhe $4,86 \pm 0,54$ mm bzw. $3,71 \pm 0,49$ mm. Werden die Werte aus allen drei Funktionszuständen zusammengefaßt, ergibt sich für den mittleren Gefäßdurchmesser $4,7 \pm 0,59$ mm bzw. $3,64 \pm 0,56$ mm. Ein solches Verfahren zur Minimierung von Meßwertabweichungen der Durchmesserbestimmung ist erprobt und anerkannt [26]. Die Werte decken sich mit Beobachtungen anderer Arbeitsgruppen, die Sonden mit 4 mm Durchmesser für die Flußvolumenberechnung wählen [13].

Sato et al. [69] haben 1987 in ihren Untersuchungen einen Durchmesser der A. lienalis im Bereich des Truncus coeliacus gemessen, der mit den eigenen Ergebnissen gut übereinstimmt ($4,5 \pm 0,5$ mm); jedoch liegen die mittlere Flußgeschwindigkeit mit $\bar{v}_{\text{mittel}} = 18,7 \pm 4,2$ cm/s und das Flußvolumen mit $\dot{V} = 0,18 \pm 0,037$ l/min deutlich unter den eigenen Werten ($\bar{v}_{\text{mean}} 45,6$ cm/s bzw. $\dot{V} = 0,44$ l/min). Hier stellt sich wieder die Frage nach der Meßmethode. Sato et al. bestimmten die mittlere Flußgeschwindigkeit durch Planimetrie mit Integralbildung über die Zeit und damit prinzipiell gleich wie in dieser vorliegenden Arbeit, die die mittlere maximale Flußgeschwindigkeit \bar{v}_{mean} angibt. Die japanischen Probanden in den Untersuchungen von Sato et al. waren kleiner und leichter (Körpergewicht 38-69 kg, Mittelwert 56 kg) als in dieser Untersuchung (Körpergewicht 41 - 91 kg, im Mittel $69,5 \pm 12,2$ kg). Der Fluß in der Milzarterie korreliert mit dem Milzvolumen und dieses wiederum mit der Körpermasse, daher werden die Abweichungen in den Meßergebnissen durch das unterschiedliche Probandenkollektiv ansatzweise erklärbar.

Da die A. lienalis ein Niedrigdrucksystem versorgt, sind die diastolisch abgeleiteten Geschwindigkeiten mit 23,38 cm/s im Bereich des Truncus coeliacus bzw. 23,77 cm/s am Milzhilus recht hoch. Der Widerstand nimmt jedoch unter Belastung zu, erkennbar an der Abnahme der diastolischen Blutflußgeschwindigkeit und der Zunahme des Resistive Index.

In postprandialen Blutflußmessungen der A. lienalis durchgeführt von Iwao et al. bleibt das Flußvolumen in der A. lienalis unverändert [27]. Das kann durch diese Untersuchung bestätigt werden.

In dieser Arbeit ist das Flußvolumen in der V. lienalis, die den Zustrom zu 85% aus der Milz und zu 15% aus der V. mesenterica inferior erhält, bestimmt (360 ml/min).

Dieser Wert stimmt mit Ergebnissen von Kalina et al. [34] überein (327 ± 141 ml/min) und läßt einen Rückschluß auf die arterielle Milzperfusion zu.

Bildet man Verhältnisse der Flußvolumina, so heben sich konstant auftretende Abweichungen gegenseitig auf, viele mögliche Fehlerquellen (z.B. die systematische Überschätzung der mittleren Flußgeschwindigkeit durch Verwendung der mittleren Maximalgeschwindigkeit \bar{v}_{mean}) treten nicht so deutlich in Erscheinung. Bei der Anwendung von Quotienten entfällt zudem das Problem, Meßwerte anderer Untersuchungen nur eingeschränkt miteinander vergleichen zu können

Das Flußvolumenverhältnis zwischen A. hepatica propria und V. portae ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}}$) in Ruhe wurde bereits 1998 von Doi et al. beschrieben und mit $0,36 \pm 0,03$ angegeben [13]. Die geringe Standardabweichung resultiert aus der zugrundegelegten Meßmethode, der „transit time ultrasonic“-Flußvolumenbestimmung. Dabei ist der Gefäßdurchmesser durch Sonden festgelegt. Der Median des in vorliegender Arbeit ermittelten Quotienten entspricht mit 0,35 dem Wert von Doi et al.

Die Quotienten der Blutflußgeschwindigkeiten $A_{\text{hep.}} : A_{\text{lien.}}$, $V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$ und $A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$ [in l/min] sind bisher nicht beschrieben [84].

Das Verhältnis der Flußvolumina von A. hepatica propria und A. lienalis im Bereich des Milzhilus ($A_{\text{hep.}} : A_{\text{lien.}}$) beträgt in Ruhe 1,11. Eine Abnahme dieses Quotienten unter Belastung und postprandial erscheint zur Beurteilung eines Perfusionsgleichgewichtes zwischen beiden Gefäßen von Bedeutung. Die in dieser Untersuchung beobachtete Abnahme des Quotienten auf 0,68 (HZV-Steigerung) bzw. 0,61 (postprandial) bedeutet, daß die arterielle Leberperfusion im Verhältnis zur Milzperfusion absinkt. Die Unterschiede zwischen dem Wert in Ruhe und postprandial sind signifikant ($p < 0,005$).

Bei Betrachtung der Verhältnisse der Flußvolumina aller 3 Gefäße A. hepatica propria, V. portae und A. lienalis im Bereich des Milzhilus ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$) [in l/min] verhält sich dieser Quotient gleichsinnig (Ruhe 1,38, bei Belastung 1,23, postprandial 0,42). 30 Minuten nach Einnahme der Standardmahlzeit sind die Veränderungen dieses Quotienten hochsignifikant ($p < 0,001$). Die Bildung eines Quotienten aus den Flußvolumina aller 3 Gefäße ist sinnvoll, denn diese stehen zumindest mittelbar miteinander in Verbindung; sie sollten daher auch in einem Verhältnis zueinander betrachtet werden.

Die Quotienten der Flußvolumina ($A_{\text{hep.}} : A_{\text{lien.}}$ und $A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$) in Ruhe können als Normalwerte angesehen werden. Abweichungen davon sind entweder durch eine Steigerung des Herzzeitvolumens, der intestinalen Durchblutung oder pathologische Zustände bedingt. Mit diesen Perfusionsverhältnissen scheint eine Möglichkeit gewonnen, schwierig erfaßbare Veränderungen in der Leberdurchblutung zu objektivieren. Weitere Studien müssen nun zeigen, ob die Quotienten der Flußvolumina ($A_{\text{hep.}} : A_{\text{lien.}}$ und $A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}}$) in der klinischen Anwendung gezielt Aufschluß geben können über pathologische Veränderungen der transplantierten oder verletzten Leber. Die Voraussetzung dafür ist nunmehr geschaffen.

Die A. mesenterica superior spielt die entscheidende Rolle in der splanchnischen Hämodynamik. Sie versorgt den Darmkanal von der unteren Duodenumhälfte bis zur Flexura coli sinistra. Der Gefäßdurchmesser beträgt 5-7 mm, der Blutfluß im Nüchternzustand wird mit 350-850 ml/min angegeben (Tabelle 5-2).

Die eigenen Ergebnisse unterscheiden sich im nüchternen und ausgeruhten Zustand bezüglich Gefäßdurchmesser, der kleiner gemessen wurde, und mittlerer maximaler Flußgeschwindigkeit, die höher gemessen wurde, von den Literaturangaben. Das errechnete Flußvolumen (0,52 l/min) liegt wiederum in Mittelfeld der Werte anderer Autoren.

Seit den 40er Jahren existieren Untersuchungen über die mesenteriale Durchblutung unter körperlicher Belastung beim Menschen. Es wurde gezeigt, daß der Blutfluß in den Eingeweidegefäßen bei körperlicher Arbeit reduziert ist [2,4,66,85]. Kehl et al. haben 1986 einen gesunden Langstreckenläufer einer Laufbandbelastung von 10 km ausgesetzt und danach die Durchblutung der A. mesenterica superior gemessen [36]. Dabei fiel die Durchblutung um maximal 25% auf 75% des Ausgangswertes, gemessen 15 Minuten nach Ende der Belastung.

Qamar et al. (1987) untersuchten 16 Probanden unmittelbar nach Belastung auf dem Laufband und im Abstand von 5, 10, 15 und 30 Minuten. Dabei sank die Durchblutung in der A. mesenterica superior unmittelbar nach Beendigung der körperlichen Arbeit um 43%. 5 Minuten bzw. 10 Minuten nach Beendigung der Belastung betrug die Durchblutung 71% bzw. 76 % des Ausgangswertes [58].

Tabelle 5-2: Literaturangaben zu Durchmesser, Flußgeschwindigkeit, Volumenfluß und Pulsatilitätsindex in der A. mesenterica superior. Kennzeichnung der mittleren Flußgeschwindigkeit als \bar{v} mittel, da in den meisten Arbeiten keine Angabe über die Methode der Geschwindigkeitserrechnung gemacht wird (\bar{v} mean oder \bar{v}_B).

	Ø in mm	\bar{v} mittel in cm/s	\dot{V} in l/min	PI	n
Eigene Untersuchung	5,6	38,17	0,52	3,03	40
(in Klammern Mittelwert ± Standardabweichung)	(5,66 ± 0,8)	(38,62 ± 10,8)	(0,53 ± 0,124)	(3,07 ± 0,94)	
körperliche Belastung	5,46	44,53	0,48	2,41	
(in Klammern Mittelwert ± Standardabweichung)	(5,59 ± 0,65)	(46,6 ± 14,9)	(0,51 ± 0,146)	(2,66 ± 0,81)	
30 Minuten postprandial	6,23	84,98	1,28	1,85	
(in Klammern Mittelwert ± Standardabweichung)	(6,24 ± 0,9)	(89,8 ± 26,1)	(1,28 ± 0,224)	(1,87 ± 0,35)	
Aldoori et al. [1]			0,493 ± 0,038		6
Cooper et al. [10]			0,513 ± 0,029		11
15 min. postprandial			0,849 ± 0,077		
Erden et al. [16]			0,643 ± 0,19		22
Jäger et al. [31]	6,0 ± 0,9	22,2 ± 7,5	0,378 ± 0,138		20
45 min. postprandial		57,0 ± 17,3	1,218 ± 0,444		
Moneta et al. [48]			0,538 ± 0,037		7
Nakamura et al. [50]			0,478 ± 0,166		47
Qamar et al. [60]			0,517 ± 0,019		70
Qamar et al. [59]				3,57 ± 0,11	
Qamar et al. [58]			0,555 ± 0,03		16
körperliche Belastung			0,319 ± 0,21		
30 min. postprandial			0,71 ± 0,046		
Sabbá et al. [67]		20,0 ± 1,0	0,522 ± 0,024	4,83 ± 0,17	14
Sato et al. [69]	6,4 ± 0,7	20,2 ± 5,9	0,383 ± 0,090		21
Schäberle et al. [72]	7,61 ± 0,7	23,4 ± 5,6	0,639 ± 0,153		30
60 min. postprandial	8,05 ± 0,78	46,0 ± 7,4	1,447 ± 0,404		
Seitz et al. [75]			0,51 ± 0,225	3,15 ± 0,3	10
30 min. postprandial			1,34 ± 0,579	1,94 ± 0,28	
Sieber et al. [76]	6 ± 0,3	29,8 ± 5,1	0,443 ± 0,038		6
Strohm et al. [80]	7,8 ± 0,9				

Der Vergleich unter körperlicher Belastung erhobener Werte ist nicht unproblematisch, da diese von Art (maximal oder submaximal) und Ausführung

(z.B. Liegendfahrradergometer, Fahrradergometer, Laufband) der körperlichen Arbeit und

dem Zeitpunkt der Messung abhängig sind. In der vorliegenden Untersuchung am Liegendfahrradergometer fiel die Durchblutung in der A. mesenterica superior lediglich um 8% auf 92% des Ausgangswertes, die Messung erfolgte während der Belastung. Ein entscheidender Faktor mag sein, ob die Belastung in aufrechter oder liegender Körperposition durchgeführt wird.

Der Blutfluß in der A. mesenterica superior steigt nach Nahrungsaufnahme stark an. Das Maximum dieses Anstiegs wird je nach Nahrungszusammensetzung zwischen 30 und 45 Minuten angegeben [31,76]. In dieser Untersuchung ist das 30 Minuten postprandial gemessene Flußvolumen in der A. mesenterica superior durchschnittlich 2,5mal höher als der Basalwert des nüchternen Probanden und deckt sich mit den Ergebnissen anderer Autoren [30,48,72,75,76]. Diese postprandiale Hyperämie ist als Antwort auf die vermehrte Sekretion und Resorption während der Verdauungsphase anzusehen. Somit stellt dieses Verfahren einen Belastungstest des mesenterialen Kreislaufs dar und ermöglicht Aufschlüsse über die zirkulatorischen Verhältnisse bei Krankheiten des Gastrointestinaltraktes. Bei Patienten mit Angina abdominalis unterscheidet sich der mesenteriale Blutfluß in Ruhe zwar nicht von dem des Normalkollektivs, der postprandiale Anstieg bleibt jedoch aus [6]. Die dopplersonographische Evaluierung des durch eine Testmahlzeit stimulierten Blutflusses in der A. mesenterica superior stellt damit eine empfindliche Methode zur Beurteilung der viszeralen Durchblutung dar [32].

5.3 Schlußfolgerungen

1. Die duplexsonographische Erfassung von Durchmesser, Flußgeschwindigkeit, Perfusionsvolumen und dimensionslosen Widerstandsparametern der Leber-, Milz- und Splanchnikusgefäße ist möglich.
2. Die Meßwerte sind durch die beschriebenen meßmethodischen Probleme und die praktischen Unwägbarkeiten im klinischen Zusammenhang nur eingeschränkt zu interpretieren.
3. Die gefundenen Normalwerte von Gefäßdurchmesser, systolischer, diastolischer und mittlerer maximaler Blutflußgeschwindigkeit, Blutflußvolumen und von den Widerstandsparametern RI und PI geben Überblick über die physiologische Hämodynamik in diesen Gefäßen.
4. Körperliche Belastung und intestinale Belastung durch Einnahme einer Standardmahlzeit führen bei den meisten Gefäßen zu quantifizierbaren Veränderungen der untersuchten Parameter. Dazu zählen reduzierte totale Leberdurchblutung unter Belastung und postprandiale Hyperämie in der V. portae und A. mesenterica superior.
5. Quotienten der Flußvolumina von A. hepatica, V. portae und A. lienalis geben unter den verschiedenen Bedingungen Hinweise zur Beurteilung eines Perfusionsgleichgewichtes zwischen diesen Gefäßen. Sie veranschaulichen u.a. die Minderperfusion der Leberarterie im Verhältnis zur Milzdurchblutung bei HZV-Steigerung und postprandial.
6. Die gefundenen Normalwerte der Perfusion in den hepatischen und lienalen Gefäßen verbunden mit der Bildung von Perfusionsverhältnissen schaffen eine Grundlage, Veränderungen der Leberperfusion zu erkennen und einzuschätzen.
7. Die duplexsonographisch verläßlich meßbare postprandiale Hyperperfusion der A. mesenterica superior ist geeignet, bei vasookklusiven Krankheiten des mesenterialen Kreislaufs funktionelle Aussagen zu machen.

6 Zusammenfassung

Die vorgelegte Promotionsarbeit über eine experimentelle Studie zur „Normwerterhebung der Leberperfusion in Ruhe und Berücksichtigung der Regulation unter Belastung und postprandial“ untersucht an einem Normalkollektiv von 40 gesunden Probanden im Alter von 22 bis 60 Jahren sonographisch Durchmesser und Flußgeschwindigkeiten in den Leber-, Milz- und Splanchnikusgefäßen, um daraus Flußvolumen und verschiedene Indices zu berechnen. Durch die verschiedenen Untersuchungsbedingungen werden die Auswirkungen von körperlicher Belastung und Einnahme einer Standardmahlzeit quantifiziert. In kritischer Weise wird die Methode „Duplexsonographie“ in ihren Vor- und Nachteilen erläutert und im Hinblick auf klinische Anwendung diskutiert. Die dabei gewonnen Erkenntnisse sind Grundlage für diese Studie und weitere klinische Untersuchungen.

Die Leberperfusion nimmt unter körperlicher Belastung von 1,1 l/min signifikant auf 0,83 l/min ab. Dies geschieht vor allem durch die Verkleinerung des Gefäßdurchmessers von 9,38 mm auf 8,3 mm mit Verminderung des portalvenösen Flusses von 0,81 l/min auf 0,66 l/min. Eine postprandiale Zunahme der totalen Leberdurchblutung auf 1,72 l/min wird durch Zunahme der portalen Durchblutung auf 1,56 l/min erreicht. Dabei kommt es zur Gefäßdilatation auf 10,43 mm mit signifikanter Steigerung der systolischen (von 30,27 cm/s auf 35,0 cm/s), diastolischen (von 16,7 cm/s auf 24,43 cm/s) und mittleren maximalen Flußgeschwindigkeit (von 22,37 cm/s auf 29,33 cm/s). In der A. hepatica propria nimmt die mittlere maximale Blutflußgeschwindigkeit (40,73 cm/s) und das Flußvolumen (0,28 l/min) unter körperlicher Belastung auf 26,93 cm/s bzw. 0,15 l/min und postprandial auf 23,1 cm/s bzw. 0,15 l/min ab. Das von anderen Autoren beschriebene reziproke Perfusionsverhalten von V. portae und A. hepatica propria mit dem von ihnen vermuteten Ziel der konstanten Leberdurchblutung („hepatic arterial buffer response“) kann durch diese Untersuchung nicht bestätigt werden, da unter Belastung die arterielle und portalvenöse Leberdurchblutung reduziert ist. Das gemessene Flußvolumen in der Milzarterie ändert sich unter körperlicher Belastung und postprandial kaum.

Dem bereits beschriebenen Flußvolumenverhältnis A. hepatica propria zu V. portae ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}}$) werden bisher nicht beschriebene Quotienten der Flußvolumina von A. hepatica, V. portae und A. lienalis hinzugefügt. Sie veranschaulichen die Perfusionsverhältnisse im Hinblick auf die Regulation der Leberdurchblutung und erleichtern den Vergleich mit Meßwerten aus anderen Untersuchungen. Im Verhältnis von A. hepatica propria zu A. lienalis ($A_{\text{hep.}} : A_{\text{lien.}} = 1,11$) zeigt sich eine signifikante Abnahme des Quotienten unter Belastung auf 0,68 und postprandial auf 0,61. Das spricht für eine verhältnismäßige Minderdurchblutung der Leberarterie zugunsten der A. lienalis. Der Quotient der Blutflußvolumina [in l/min] aller drei Gefäße ($A_{\text{hep.}} : V_{\text{portae}} : A_{\text{lien.}} = 1,38$) verhält sich gleichsinnig und zeigt sich postprandial im Vergleich zum Ruhezustand auf 0,42 hochsignifikant erniedrigt. Diese Quotienten als spezifische dopplersonographische Parameter sind einfach zu bestimmen. Die Werte in Ruhe können als Normwerte angesehen werden. Abweichungen sind entweder durch eine Steigerung des Herzzeitvolumens, der intestinalen Durchblutung oder pathologische Zustände bedingt. Weitere Untersuchungen müssen nun zeigen, ob sie im klinischen Einsatz als Referenzwerte zur Evaluierung der Hämodynamik der transplantierten oder verletzten Leber dienen können. Die Voraussetzung dafür ist nunmehr geschaffen.

7 Literaturverzeichnis

- [1] Aldoori MI, Qamar MI, Read AE, Williamson RCN (1985) Increased flow in the superior mesenteric artery in dumping syndrome. *Brit J Surg* 72:389-390
- [2] Bishop JM, Donald KW, Taylor SH, Wormald PN (1957) Changes in arterial-hepatic venous oxygen content difference during and after supine leg exercise. *J Physiol (Lond)* 137:307-317
- [3] Boetticher H, Delebinski R, Risch U, Luska G (1992) Quantitative Farbdopplersonographie: Fehleranalyse bei der Flußbestimmung. *Z. Med. Phy.* 2:92-98
- [4] Bradley SE (1949) Variations in hepatic blood flow in man during health and disease. *N Engl J Med* 240:456-461
- [5] Brown HS, Halliwell M, Qamar M, Read AE, Evans JM, Wells PNT (1989) Measurement of normal portal venous blood flow by Doppler ultrasound. *Gut* 30:503-509
- [6] Buchardt-Hansen HJ, Engell HC, Ring-Larsen H, Ranek L (1977) Splanchnic blood flow in patients with abdominal angina before and after arterial reconstruction. A proposal for a diagnostic test. *Ann Surg* 186:216-220
- [7] Burns PN (1987) The Physical Principles of Doppler and Spectral Analysis. *J Clin Ultrasound* 15:568-590
- [8] Burns PN, Jaffe CC (1983) Quantitative flow measurements with doppler ultrasound. Techniques, accuracy and limitations. *Radiol Clin North Am* 23:641-657
- [9] Burton-Opitz R (1911) The vascularity of the liver: the influence of the portal blood flow upon the flow in the hepatic artery. *Q J Exp Physiol* 4:93-102
- [10] Cooper AM, Braatvedt GD, Qamar MI, Brown H, Thomas DM, Halliwell M, Read AE, Corral RJM (1991) Fasting and post-prandial splanchnic blood flow is reduced by a somatostatin analogue (octreotide) in man. *Clinical Science* 81:169-175
- [11] De Carlis L, Sansalone CV, Rondinara GF, Belli LS, Rimoldi P, Romani F, Puttini M, Meroni A, Rosetti O, Pirotta V, Ballabio A, Belli L (1993) Splenic Artery Steal Syndrome After Orthotopic Liver Transplantation: Diagnosis and Treatment. *Transplantation Proceedings* 25,4:2594-2596
- [12] Dinc H, Sari A, Resit Gumele H, Cihanyurdu N, Baki A (1998) Portal and splanchnic hemodynamics in patients with advanced post-hepatic cirrhosis and in healthy adults. Assessment with duplex Doppler ultrasound. *Acta Radiol* 37:152-156
- [13] Doi R, Inoue K, Kogire M, Sumi S, Takaori K, Suzuki T, Tobe T (1988) Simultaneous measurement of hepatic arterial and portal venous flows by transit time ultrasonic volume flowmetry. *Surg Gynecol Obstet* 167:65-69
- [14] Eik-Nes SH, Brubak AO, Ulstein MK (1980) Measurement of human fetal blood flow. *Br Med J* 1:283-284
- [15] Eik-Nes SH, Marsal K, Brubak AO, Kristofferson K, Ulstein M (1982) Ultrasonic measurement of human fetal blood flow. *J Biomed Engng* 4:28-36
- [16] Erden A, Cumhur T, Olcer T (1997) Superior mesenteric artery Doppler waveform changes in response to inflammation of the ileocecal region. *Abdom Imaging* 22:483-486

- [17] Erhard J, Hartwig T, Lange R, Scherer R, Albrecht KH, Eigler FW (1994) Der Wert der Duplexsonographie nach der orthotopen Lebertransplantation. Erfahrungen an 44 Patienten. *Langenbecks Arch Chir* 379:26-31
- [18] Fisher AJ, Paulson EK, Kliwer MA, DeLong DM, Nelson RC (1998) Doppler sonography of the portal vein and hepatic artery: measurement of a prandial effect in healthy subjects. *Radiology* 207:711-715
- [19] Franklin DL, Schlegal WA, Rushmer RF (1961) Blood flow measured by Doppler frequency shift of backscattered ultrasound. *Science* 134:564-565
- [20] Gaiani S, Bolondi L, Li Bassi S, Santi V, Zironi G, Barbara L (1989) Effect of Meal on Portal Hemodynamics in Healthy Humans and in Patients with Chronic Liver Disease. *Hepatology* 9: 815-819
- [21] Gaiani S, Bolondi L, Li Bassi S, Santi V, Zironi G, Siringo S, Barbara L (1989) Prevalence of spontaneous hepatofugal portal flow in liver cirrhosis. Clinical and endoscopic correlation in 228 patients. *Gastroenterology* 100:160-167
- [22] Gennser G, Lindström K, Dahl P, Benthin M, Eriksen PS, Gennser M, Lindell S (1981) A dual high resolution two-dimensional ultrasonic system for measurement target movements. In: Kurjak A, Kratochwill A (eds) *Recent advances in Ultrasound Diagnosis 3*, Exerpta Medica, Amsterdam, pp. 71-75
- [23] Gill RW (1985) Measurement of Blood Flow by Ultrasound: Accuracy and sources of error. *Ultrasound Med. Biol.* 11:625-641
- [24] Gosling RG, King DH (1975) Ultrasonic Angiology. In: Marcus AW, Adamson L (eds) *Arteries and Veins*, Churchill-Livingstone, Edinburgh pp.61-98
- [25] Harms J, Ysebart D, Ringe B, Gebel M, Pichlmayr R (1991) Zur Aussagefähigkeit der quantitativen Doppler Ultraschall Signal Analyse in der Diagnostik postoperativer Organdysfunktion nach orthotoper Lebertransplantation. *Vasa* 5:84-85
- [26] Hüneke B (1992) Dopplersonographische und induktive Blutflußmessungen am chronisch instrumentierten Schaffeten. *Habilitationsschrift, Universität Hamburg*
- [27] Iwao T, Toyonaga A, Oho K, Sakai T, Tayama C, Masumoto H, Sato M, Nakahara K, Tanikawa K (1996) Postprandial splanchnic hemodynamic response in patients with cirrhosis of the liver: evaluation with „triple-vessel“ duplex US. *Radiology* 201(3):711-715
- [28] Iwao T, Toyonaga A, Oho K, Tayama C, Masumoto H, Sakai T, Sato M, Tanikawa K (1997) Value of ultrasound parameters of portal vein and hepatic artery in the diagnosis of cirrhosis and portal hypertension. *Am J Gastroenterol* 92:1012-1017
- [29] Iwao T, Toyonaga A, Shigemori H, Oho K, Sakai T, Tayama C, Masumoto H, Sato M, Tanikawa K (1996) Hepatic artery hemodynamic responsiveness to altered portal blood flow in normal and cirrhotic livers. *Radiology* 200:793-798
- [30] Jäger K, Kehl O, Ammann R, Bollinger A (1985) Postprandiale Hyperämie der Arteria mesenterica superior. *Schweiz med Wschr* 115:1826-1829
- [31] Jäger KA, Bollinger A, Valli C, Ammann R (1986) Measurement of mesenteric blood flow by duplex scanning. *J vasc Surg* 3:462-469
- [32] Jäger KA, Fortner GS, Thiele BL, Strandness DE jr. (1985) Noninvasive diagnosis of intestinal angina. *J clin Ultrasound* 12:588-591

- [33] Jakab F, Rath Z, Schmal F, Faller J (1995) The interaction between hepatic arterial and portal venous blood flows; simultaneous measurement by transit time ultrasonic volume flowmetry. *Hepatogastroenterology* 42:18-21
- [34] Kalina Z, Scieszka J, Maslankiewicz A (1989) Doppler measurements of blood flow in the portal system of healthy volunteers. *Pol Arch Med Wewn* 82:168-174
- [35] Kawasaki T, Carmichael FJ, Daldiva V, Roldan L, Orrego H (1990) Relationship between portal venous and hepatic arterial blood flows: spectrum of response. *Amer J Physiol* 9:G1010-G1018
- [36] Kehl O, Jäger K, Münch R, Bühler H, Segantini P, Bollinger A, Ammann R (1986) Mesenteriale Ischämie als Ursache der „Jogging-Anämie“? *Schweiz med Wschr* 116:974-976
- [37] Kok T, Sloof MJ, Peeters PM, Zwaveling JH, Bijleveld CM, Gi-van Loon CE, Klompmaker IJ, Haagsma EB (1996) Changes in portal hemodynamics and acute rejection in the first 2 weeks after orthotopic liver transplantation. A prospective Doppler ultrasound study. *Invest Radiol* 31:774-780
- [38] Lafortune M, Dauzat M, Pomier-Layrargues G, Gianfelice D, Lepanto L, Breton G, Marleau D, Dagenais M, Lapointe R (1993) Hepatic Artery: Effect of a Meal in Healthy Persons and Transplant Recipients. *Radiology* 187: 391-394
- [39] Lauth WW (1977) The hepatic artery: subservient to hepatic metabolism or guardian of normal hepatic clearance rates of humoral substances. *Gen Pharmacol* 8:73-78
- [40] Lauth WW (1981) Role and control of the hepatic artery. In: Lauth WW (ed) *Hepatic Circulation in Health and Disease*, Raven, New York, pp. 203-220
- [41] Lauth WW (1985) Mechanism and role of intrinsic regulation of hepatic arterial blood flow: hepatic arterial buffer response. *Am J Physiol* 249:G549-G556
- [42] Lauth WW, Greenway CV (1987) Conceptual Review of the Hepatic Vascular Bed. *Hepatology* 7:952-963
- [43] Letourneau JG, Day DL, Ascher NL (1987) Abdominal sonography after hepatic transplantation. *AJR* 149:299-303
- [44] Letourneau JG, Day DL, Frick MP, Steely JW (1987) Ultrasound and computed tomographic evaluation in hepatic transplantation. *Radiol Clin North Am* 25:323-331
- [45] Lindström K, Marsal K, Gennser G, Bengtsson L, Benthin M, Dahl P (1977) Device for Measurement of Fetal Breathing Movements - I. The TD-Recorder. A new system for recording the distance between two echogenerating structures as a function of time. *Ultrasound Med. Biol.* 3:143-151
- [46] Longley DG, Skolnick ML, Sheahan DG (1988) Acute allograft rejection in liver transplant recipients: Lack of correlation with loss of hepatic artery diastolic flow. *Radiology* 169:417-420
- [47] Longley DG, Skolnick ML, Zajko AB, Bron KM (1988) Doppler sonography in the evaluation of adult patients before and after liver transplantation. *AJR* 151:687-696
- [48] Moneta GL, Taylor DC, Helton WS, Mulholland MW, Strandness jr. DE (1988) Duplex Ultrasound Measurement of Postprandial Intestinal Blood Flow: Effect of Meal Composition. *Gastroenterology* 95:1294-1301
- [49] Moriyasu F, Ban N (1983) Ultrasonic blood flow measurement of abdominal vessels with the combined system of an electronic linear scanner and a pulsed Doppler flowmeter. *Toshiba Med*

- [50] Nakamura T, Moriyasu F, Ban N, Nishida O et al. (1985) Blood flow measurements of abdominal arteries using an ultrasonic pulsed Doppler duplex system. *Nippon Shokakibyo Gakkai Zasshi* 82:1932-1939
- [51] Ohnishi K, Saito M, Sato S, Nakayama T, Takashi M, Iida S, Nomura F, Koen H, Okuda K (1985) Direction of splenic venous flow assessed by pulsed Doppler flowmetry in patients with large splenorenal shunt. Relation to spontaneous hepatic encephalopathy. *Gastroenterology* 89:180-185
- [52] Ohnishi K, Saito M, Sato S, Sugita S, Tanaka H, Okuda K (1986) Clinical utility of pulsed Doppler flowmetry in patients with portal hypertension. *Amer J Gastroenterol* 81:1-8
- [53] Okazaki K, Miyazaki M, Ohnishi S, Ito K (1987) Portal hemodynamics in idiopathic portal hypertension (Banti's syndrome). Comparison with chronic persistent hepatitis and normal subjects. *Gastroenterology* 92:751-758
- [54] Okazaki K, Miyazaki M, Onishi S (1986) Effects of food intake and various extrinsic hormones on portal blood flow in patients with liver cirrhosis demonstrated by pulsed doppler with the Octoson. *Scand J Gastroenterol* 21:1029-1038
- [55] Payen DM, Fratacci MD, Dupuy P, Gatecel C, Vigouroux C, Ozier Y, Houssin D, Chapuis Y (1990) Portal and hepatic arterial blood flow measurements of human transplanted liver by implanted Doppler probes: Interest for early complications and nutrition. *Surgery* 107:417-427
- [56] Pourcelot L (1974) Applications clinique de l'examen Doppler transcutane. In: Peronneau P (ed) Symposium: Velometric ultrasonor Doppler, Inserm 34, Paris pp. 213-240
- [57] Propeck PA, Scanlan KA (1992) Reversed or absent hepatic arterial diastolic flow in liver transplants shown by duplex sonography: A poor predictor of subsequent hepatic artery thrombosis. *AJR* 159:1199-1201
- [58] Qamar MI, Read AE (1987) Effects of exercise on mesenteric blood flow in man. *Gut* 28:583-587
- [59] Qamar MI, Read AE, Skidmore R, Evans JM, Wells PNT (1986) Pulsatility Index of Superior Mesenteric Artery Blood Velocity Waveforms. *Ultrasound in Med & Biol* 12:773-776
- [60] Qamar MI, Read AE, Skidmore R, Evans JM, Wells PNT (1986) Transcutaneous Doppler ultrasound measurement of superior mesenteric artery blood flow in man. *Gut* 27:100-105
- [61] Qamar MI, Read AE, Skidmore R, Evans JM, Williamson RCN (1985) Transcutaneous Doppler ultrasound measurement of coeliac axis blood flow in man. *Br J Surg* 72:391-393
- [62] Rabinovici N, Navot N (1980) The relationship between respiration, pressure and flow distribution in the vena cava and portal and hepatic veins. *Surg Gyn Obstet* 151:753-763
- [63] Rapaccini GL, Pompili M, Marzano MA, Grattagliano A, Cedrone A, Aliotta A, Pignataro F, Caturelli E, Cellerino C, Gasbarrini G (1996) Doppler ultrasound evaluation of acute effects of cigarette smoking on portal blood flow in man. *J Gastroenterol Hepatol* 11:995-996
- [64] Rasmussen K (1987) Methodological problems related to measurements of quantitative blood flow with the ultrasound Doppler technique. *Scand J Lab Invest* 47:303-309
- [65] Rasmussen K (1992) Non-invasive quantitative measurement of blood flow and estimation of vascular resistance by the Doppler ultrasound method. *Danish Medical Bulletin* 39:1-14

- [66] Rowell LB, Blackmon JR, Bruce RA (1964) Indocyanine green clearance and estimated hepatic blood flow during mild to maximal exercise in upright man. *J Clin Invest* 43:1660-1670
- [67] Sabbá C, Ferraioli G, Gencin P, Colombato L, Buonamico P, Lerner E, Taylor KJW, Groszmann RJ (1991) Evaluation of Postprandial Hyperemia in Superior Mesenteric Artery and Portal Vein in Healthy and Cirrhotic Humans: An Operator-blind Echo-Doppler Study. *Hepatology* 13:714-718
- [68] Sabbá C, Weltin GG, Cichetti DV, Ferraioli G, Taylor KJW, Nakamura T, Moriyasu F, Groszmann RJ (1990) Observer Variability in Echo-Doppler Measurements of portal flow in Cirrhotic Patients and Normal Volunteers. *Gastroenterology* 98:1603-1611
- [69] Sato S, Ohnishi K, Sugita S, Okuda K (1987) Splenic artery and Superior Mesenteric Artery Blood Flow: Nonsurgical Doppler US Measurement in Healthy Subjects and Patients with Chronic Liver Disease. *Radiology* 164: 347-352
- [70] Satomura S (1957) Ultrasonic doppler method for the inspection of cardiac function. *J Acoust Soc Am* 29:1181-1185
- [71] Sauerbrei EE, Cooperberg PL, Gordon P, Li D, Cohen MM, Burhenne HJ (1980) The discrepancy between radiographic and sonographic bileduct measurements. *Radiology* 137:751-755
- [72] Schäberle W, Seitz K (1991) Duplexsonographische Blutflußmessung in der Arteria mesenterica superior. *Ultraschall in Med.* 12:277-282
- [73] Segel MC, Zaiko AB, Bowen ML, Skolnik ML, Bron KM, Penkrot RJ, Slasky BS, Starzl TE (1986) Doppler ultrasound as a screen for hepatic artery thrombosis after liver transplantation. *Transplantation* 41:539-541
- [74] Segel MC, Zajko AB, Bowen A (1986) Hepatic artery thrombosis after liver transplantation: radiologic evaluation. *AJR* 146:137-141
- [75] Seitz K, Kubale R (1988) Duplexsonographie der abdominellen und retroperitonealen Gefäße. VCH Weinheim
- [76] Sieber C, Beglinger C, Jäger K, Stalder GA (1991) Regulation of postprandial mesenteric blood flow in humans: evidence for a cholinerg nervous reflex. *Gut* 32: 361-366
- [77] Smith HJ (1984) Quantitative Doppler Flowmetry II. Reliability of a duplex scanning system under in vitro conditions. *Acta Radiologica Diagnosis* 25:535-543
- [78] Smith HJ, Groettum P, Simonsen S (1985) Ultrasonic assessment of abdominal venous return. I. Effect of cardiac action and respiration on mean velocity pattern, cross-sectional area and flow in the inferior vena cava and portal vein. *Acta Radiologica* 26:581-588
- [79] Someda H, Moriyasu F, Fujimoto M, Hamato N, Nabeshima M, Nishikawa K, Okuma M, Tanaka K, Ozawa K (1995) Vascular complications in living related liver transplantation detected with intraoperative and postoperative Doppler US. *J Hepatol* 22(6):623-632
- [80] Strohm WD, Rahn R, Cordes HJ, Kurtz W, Kober G (1983) Diameters of abdominal veins and arteries during nitrate therapy. *Z Kardiol* 72 Suppl 3:56-61
- [81] Struyck PC, Pijpers L, Wladimiroff JW, Lotgering FK, Tonge M, Bom N (1985) The Time-Distance recorder as a means of improving the accuracy of fetal blood flow measurements. *Ultrasound Med Biol* 11:71-77

- [82] Taylor KJW, Morse SS, Weltin GG (1986) Liver transplant recipients: portable Duplex US with correlative angiography. *Radiology* 159:357-363
- [83] Tesch C, Clausen S, Fröschle G, Brunken C, Malago M, Broelsch CE (1995) Lebertransplantation - intraoperative farbkodierte Anastomosendarstellung und Flußvolumenmessung. *Ultraschall in Med Sonderheft* 16:S19
- [84] Tesch C (1999) Mündliche Mitteilung
- [85] Wade OL, Combes B, Childs AW, Wheeler HO, Cournand A, Bradley SE (1956) The effect of exercise on the splanchnic blood flow and splanchnic blood volume in normal man. *Clin Sci* 13:457-463
- [86] Zoli M, Marchessini G, Cordiani MR, Pisi P, Brunori A, Trono E, Pisi E (1986) Echo-Doppler measurement of splanchnic blood flow in control and cirrhotic patients. *J clin Ultrasound* 14:429-435
- [87] Zoller WG (1991) Duplexsonographie der Pfortader. Karger, Basel 1-142

8 Anhang

8.1 Veränderungen der Vitalparameter

Tabelle 8-1: Blutdruckveränderungen unter Berücksichtigung von Alter und Geschlecht

	Nüchtern		bei Belastung		postprandial	
	Mittelwert	±	Mittelwert	±	Mittelwert	±
Gruppe A (weiblich 20-39)						
RR _{syst.} in mmHg	114	9,9	125	9,26	113	7,63
RR _{diast.} in mmHg	74	5,99	79	4,79	72	4,02
Gruppe B (weiblich 40-60)						
RR _{syst.} in mmHg	124	22,36	139	19,84	120	18,45
RR _{diast.} in mmHg	78	12,8	87	11,32	75	10,42
Gruppe C (männlich 20-39)						
RR _{syst.} in mmHg	126	7,5	142	14,01	127	11,33
RR _{diast.} in mmHg	80	4,82	86	6,95	78	4,65
Gruppe D (männlich 40-60)						
RR _{syst.} in mmHg	125	14,87	144	13,91	125	10,67
RR _{diast.} in mmHg	80	8,37	89	6,86	79	5,92

8.2 Dopplereinfallswinkel

Tabelle 8-2: Dopplereinfallswinkel ± Standardabweichung

	Dopplerwinkel ± Standardabweichung		
	nüchtern	bei Belastung	postprandial
1. Aorta abdominalis	52° ± 9,42	57° ± 8,89	54° ± 8,82
2. Arteria mesenterica superior	53° ± 8,92	54° ± 11,45	54° ± 10,28
3. Truncus coeliacus	37° ± 17,83	40° ± 14,77	41° ± 17,32
4. Arteria lienalis	49° ± 12,23	44° ± 15,39	46° ± 15,50
5. Arteria lienalis im Hilusbereich	35° ± 13,80	36° ± 14,24	39° ± 13,69
6. Arteria hepatica communis	62° ± 12,30	61° ± 14,07	62° ± 9,90
7. Arteria hepatica propria	62° ± 6,25	61° ± 7,70	60° ± 11,40
8. Arteria hepatica dextra	45° ± 9,29	49° ± 10,48	44° ± 11,80
9. Vena mesenterica superior	62° ± 7,36	59° ± 7,67	60° ± 7,25
10. Vena lienalis	38° ± 22,42	35° ± 17,89	33° ± 16,88
11. Vena portae	56° ± 9,93	59° ± 6,91	54° ± 9,65
12. Vena portae dextra	41° ± 12,70	46° ± 13,38	44° ± 10,40
13. Vena hepatica media	40° ± 16,99	48° ± 19,48	39° ± 13,56

8.3 Untersuchte Gefäße

Tabelle 8-3: Für quantitative Messungen ausreichende Gefäßdarstellbarkeit bei 40 gefäßgesunden Probanden

		Gefäß darstellbar und quantitative Messung möglich (n=40)		
		nüchtern	bei Belastung	postprandial
1.	Aorta abdominalis	40	38	39
2.	Arteria mesenterica superior	39	36	38
3.	Truncus coeliacus	35	29	33
4.	Arteria lienalis	33	30	34
5.	Arteria lienalis im Hilusbereich	39	33	38
6.	Arteria hepatica communis	28	20	29
7.	Arteria hepatica propria	33	26	29
8.	Arteria hepatica dextra	38	27	30
9.	Vena mesenterica superior	38	33	39
10.	Vena lienalis	39	32	34
11.	Vena portae	39	35	37
12.	Vena portae dextra	39	39	39
13.	Vena hepatica media	35	22	33

8.3.1 Aorta abdominalis

Tabelle 8-4: Meßwerte der Aorta abdominalis in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	19,83	20,45	20,55	220,0	282,33	177,0	13,93	55,83	20,9	50,45	107,33	65,83
3. Quartil	16,62	17,21	16,16	111,25	152,08	132,67	4,88	27,78	6,7	32,95	77,14	44,0
Median	15,1	15,49	15,03	93,67	131,92	112,0	0,83	16,95	2,5	25,57	61,73	32,3
1. Quartil	13,85	14,43	14,01	73,15	102,88	79,52	-0,28	11,38	0,33	22,0	46,48	24,93
Min.	12,0	12,8	11,70	49,5	64,38	42,17	-1,93	0,6	-3,4	16,53	26,33	17,27
Signifikanz		(*)			(*)	(*)		(*)			(*)	(*)

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	5,47	14,07	6,31	1,03	0,99	1,02	5,11	2,62	5,19
3. Quartil	3,28	8,33	3,94	1,0	0,91	1,0	3,72	2,16	3,59
Median	2,87	6,82	3,38	0,99	0,84	0,97	3,26	1,86	3,13
1. Quartil	2,67	5,81	3,0	0,95	0,8	0,92	2,84	1,6	2,54
Min.	1,93	4,44	1,37	0,8	0,7	0,83	1,97	1,27	1,89
Signifikanz		(*)	(*)		(*)			(*)	

8.3.2 Truncus coeliacus

Tabelle 8-5: Meßwerte des Truncus coeliacus in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	8,05	6,58	7,13	310,25	239,0	357,33	105,05	39,67	102,67	183,0	96,43	170,0
3. Quartil	6,06	6,05	6,1	159,17	128,83	179,67	50,1	25,21	44,77	79,7	62,38	77,93
Median	5,43	5,3	5,4	137,0	108,83	142,0	33,2	22,53	37,77	65,73	52,68	68,07
1. Quartil	5,08	4,93	4,78	104,27	84,68	97,73	29,63	13,87	25,7	51,75	40,34	45,97
Min.	4,23	4,25	3,98	47,93	50,13	66,0	1,7	2,23	18,7	23,5	26,47	30,77
Signifikanz			(*)		(*)			(*)			(*)	

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	1,54	1,1	1,35	0,99	0,96	0,87	4,29	2,82	2,32
3. Quartil	1,04	0,78	1,06	0,75	0,86	0,76	1,54	2,09	1,72
Median	0,88	0,61	0,89	0,71	0,81	0,71	1,37	1,72	1,5
1. Quartil	0,67	0,5	0,74	0,66	0,76	0,69	1,19	1,45	1,25
Min.	0,51	0,36	0,44	0,56	0,64	0,61	0,90	1,1	0,99
Signifikanz		(*)			(*)			(*)	

8.3.3 Leberperfusion

8.3.3.1 Arteria hepatica communis

Tabelle 8-6: Meßwerte der Arteria hepatica communis in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	5,73	5,08	5,55	237,0	234,67	183,67	59,2	40,37	41,97	125,33	83,53	71,3
3. Quartil	5,19	4,48	4,58	121,08	112,58	88,53	28,23	17,36	16,43	54,1	44,37	39,1
Median	4,74	4,16	4,28	97,52	88,5	84,37	19,65	11,35	9,83	47,08	35,3	29,47
1. Quartil	4,03	3,93	4,0	78,58	64,4	57,83	13,67	8,48	8,13	33,08	26,78	22,83
Min.	3,53	3,15	3,7	50,77	34,27	39,03	9,17	5,23	3,77	26,7	18,0	14,0
Signifikanz		(*)	(*)			(*)		(*)	(*)			(*)

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	0,78	0,55	0,73	0,91	0,95	0,95	2,54	4,08	3,49
3. Quartil	0,56	0,34	0,38	0,83	0,87	0,89	2,02	2,30	2,61
Median	0,42	0,3	0,28	0,79	0,86	0,84	1,62	1,92	2,02
1. Quartil	0,34	0,23	0,18	0,73	0,81	0,78	1,39	1,82	1,78
Min.	0,18	0,15	0,14	0,61	0,70	0,63	1,03	1,27	1,08
Signifikanz		(*)	(*)		(*)	(*)		(*)	(*)

8.3.3.2 Arteria hepatica propria

Tabelle 8-7: Meßwerte der Arteria hepatica propria in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	5,05	4,95	5,0	139,0	150,33	113,0	42,4	25,9	21,73	76,7	64,2	40,43
3. Quartil	4,28	3,74	4,03	94,8	87,56	66,2	25,37	14,73	14,37	48,47	41,73	31,73
Median	3,7	3,36	3,7	81,47	66,52	49,17	19,87	10,02	10,67	40,73	26,93	23,1
1. Quartil	3,4	3,18	3,38	60,27	51,96	41,97	14,7	5,83	7,0	31,83	21,9	16,3
Min.	2,95	2,68	2,7	42,6	38,83	24,93	5,85	1,4	0,0	17,08	16,7	4,0
Signifikanz		(*)				(*)		(*)	(*)		(*)	(*)

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	0,53	0,34	0,37	0,89	0,97	1,0	3,07	3,1	6,42
3. Quartil	0,37	0,22	0,2	0,79	0,91	0,87	1,63	2,46	2,51
Median	0,28	0,15	0,15	0,75	0,85	0,81	1,5	2,02	1,91
1. Quartil	0,22	0,11	0,1	0,71	0,8	0,75	1,31	1,79	1,52
Min.	0,06	0,07	0,02	0,58	0,66	0,53	0,87	1,12	0,78
Signifikanz		(*)	(*)		(*)	(*)		(*)	(*)

8.3.3.3 Arteria hepatica dextra

Tabelle 8-8: Meßwerte der Arteria hepatica dextra in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	3,08	3,35	3,08	96,27	82,7	84,53	40,33	27,43	19,37	68,9	50,77	34,1
3. Quartil	2,6	2,65	2,53	55,33	57,85	36,52	24,08	10,0	6,65	37,93	24,23	15,42
Median	2,48	2,4	2,24	43,33	45,67	28,67	16,78	7,3	4,13	28,3	19,27	10,87
1. Quartil	2,23	2,14	1,98	36,16	29,72	23,6	12,66	6,08	3,02	22,63	16,85	7,6
Min.	1,68	1,85	1,80	23,9	19,0	12,67	6,67	2,1	0,27	11,88	8,77	3,93
Signifikanz						(*)		(*)	(*)		(*)	(*)

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	0,24	0,11	0,09	0,75	0,89	1,01	1,45	2,45	4,75
3. Quartil	0,14	0,08	0,05	0,69	0,85	0,87	1,17	2,09	2,69
Median	0,1	0,06	0,02	0,65	0,82	0,83	1,04	1,77	2,34
1. Quartil	0,07	0,05	0,02	0,58	0,76	0,76	0,84	1,34	1,9
Min.	0,04	0,03	0,01	0,46	0,63	0,55	0,6	1,02	0,86
Signifikanz		(*)	(*)		(*)	(*)		(*)	(*)

8.3.3.4 Vena portae

Tabelle 8-9: Meßwerte der Vena portae in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet p<0,05 verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	11,55	11,13	14,13	50,1	59,2	66,68	32,73	43,1	44,43	40,77	50,83	50,65
3. Quartil	10,38	8,83	11,15	33,97	39,05	41,13	19,95	26,03	28,6	28,3	31,5	35,73
Median	9,38	8,3	10,43	30,27	34,9	35,0	16,7	18,1	24,43	22,37	24,23	29,33
1. Quartil	8,38	7,33	9,85	23,4	24,87	29,03	12,65	10,67	20,77	19,43	20,53	25,13
Min.	6,73	5,98	8,03	12,63	10,83	13,8	4,8	1,8	10,23	10,9	10,37	11,87
Signifikanz		(*)	(*)			(*)			(*)			(*)

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	1,82	1,75	2,41	0,86	0,95	0,62	1,67	1,85	0,97
3. Quartil	1,02	0,78	1,71	0,53	0,54	0,33	0,77	0,71	0,42
Median	0,81	0,66	1,56	0,42	0,38	0,29	0,56	0,45	0,35
1. Quartil	0,7	0,54	1,36	0,33	0,3	0,23	0,41	0,34	0,26
Min.	0,49	0,42	0,84	0,12	0,2	0,15	0,13	0,23	0,17
Signifikanz		(*)	(*)			(*)			(*)

8.3.3.5 Vena portae dextra

Tabelle 8-10: Meßwerte der Vena portae dextra in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet p<0,05 verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	9,98	9,03	10,53	34,93	42,8	55,17	20,27	31,97	33,6	25,77	36,1	44,3
3. Quartil	8,2	7,73	8,54	25,18	31,43	32,02	14,4	20,68	22,85	19,0	25,78	27,04
Median	7,25	6,75	7,73	20,33	24,43	26,72	10,93	17,27	17,83	16,87	20,3	23,1
1. Quartil	6,79	6,34	7,33	16,62	21,4	23,37	9,12	12,23	14,45	13,0	17,62	19,86
Min.	5,38	5,03	6,5	13,17	12,03	16,17	3,47	7,5	10,53	8,77	9,97	13,53
Signifikanz		(*)	(*)		(*)	(*)		(*)	(*)		(*)	(*)

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	0,7	1,02	1,12	0,79	0,52	0,59	1,56	0,71	0,82
3. Quartil	0,52	0,49	0,8	0,5	0,38	0,39	0,67	0,47	0,5
Median	0,41	0,42	0,67	0,43	0,33	0,31	0,55	0,41	0,37
1. Quartil	0,33	0,34	0,56	0,35	0,29	0,25	0,43	0,34	0,3
Min.	0,24	0,21	0,34	0,19	0,18	0,13	0,22	0,19	0,15
Signifikanz			(*)		(*)	(*)		(*)	(*)

8.3.3.6 Vena hepatica media

Tabelle 8-11: Meßwerte der Vena hepatica media in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	9,53	8,45	8,4	47,93	82,53	51,43	13,40	5,23	12,27	17,5	19,73	23,97
3. Quartil	7,28	6,7	7,18	23,79	30,78	23,43	0,53	1,24	6,18	9,64	13,33	13,67
Median	6,7	6,28	5,98	20,15	27,2	18,13	0,1	-0,2	0,73	7,33	9,85	10,33
1. Quartil	6,0	5,88	5,23	14,13	18,59	13,37	-0,02	-0,82	0,1	5,61	6,98	7,5
Min.	4,03	4,55	4,1	7,77	16,67	8,17	-0,83	-1,27	-0,83	2,5	3,77	3,57
Signifikanz					(*)				(*)			(*)

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	0,48	0,36	0,53	1,04	1,06	1,05	6,45	5,41	3,87
3. Quartil	0,23	0,25	0,27	1,0	1,02	1,0	3,55	4,11	2,15
Median	0,15	0,19	0,19	0,99	1,0	0,96	2,60	2,5	1,74
1. Quartil	0,11	0,15	0,14	0,96	0,93	0,67	1,94	2,11	0,98
Min.	0,05	0,03	0,04	0,38	0,72	0,15	0,48	0,97	0,17
Signifikanz			(*)			(*)			(*)

8.3.4 Milzperfusion

8.3.4.1 Arteria lienalis im Bereich des Truncus coeliacus

Tabelle 8-12: Meßwerte der Arteria lienalis im Bereich des Truncus coeliacus in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	6,05	5,83	6,5	200,33	270,67	213,33	68,5	48,1	89,9	114,67	118,67	98,53
3. Quartil	5,18	4,89	4,96	119,33	110,33	111,17	31,77	18,48	27,65	55,1	52,27	52,93
Median	4,68	4,56	4,63	83,87	77,15	84,42	23,83	15,02	24,17	45,6	37,85	43,88
1. Quartil	4,48	4,13	4,45	66,37	59,13	64,79	17,93	8,47	17,13	38,4	27,81	34,6
Min.	4,0	3,4	3,5	32,53	28,5	35,5	1,9	1,5	10,30	22,03	17,17	21,43
Signifikanz		(*)						(*)			(*)	

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	0,87	0,84	0,86	0,96	0,97	0,86	2,59	3,28	2,07
3. Quartil	0,58	0,51	0,52	0,78	0,87	0,78	1,72	2,02	1,73
Median	0,44	0,38	0,45	0,73	0,81	0,72	1,48	1,69	1,42
1. Quartil	0,36	0,26	0,37	0,66	0,79	0,64	1,23	1,54	1,08
Min.	0,27	0,22	0,20	0,58	0,58	0,52	0,84	0,88	0,72
Signifikanz		(*)			(*)				

8.3.4.2 Arteria lienalis im Bereich des Milzhilus

Tabelle 8-13: Meßwerte der Arteria lienalis im Bereich des Milzhilus in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial.
(*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v} mean		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	4,83	4,9	5,63	136,33	101,73	116,0	49,83	39,07	48,73	82,33	69,07	74,93
3. Quartil	4,01	4,05	3,84	72,92	69,53	74,05	33,32	23,17	32,22	50,25	43,07	49,95
Median	3,7	3,63	3,5	57,67	51,1	54,8	23,77	17,5	22,07	37,7	35,37	32,47
1. Quartil	3,31	3,28	3,16	45,52	43,27	42,91	17,42	11,83	19,13	28,45	25,33	27,58
Min.	2,63	2,73	2,33	22,8	23,4	24,6	8,8	3,77	7,83	14,1	12,53	15,1
Signifikanz								(*)				

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	0,68	0,44	0,61	1,01	0,89	0,74	1,89	2,24	1,48
3. Quartil	0,35	0,33	0,31	0,62	0,74	0,63	1,03	1,35	1,04
Median	0,28	0,25	0,22	0,54	0,67	0,59	0,8	1,11	0,92
1. Quartil	0,22	0,2	0,19	0,5	0,57	0,55	0,7	0,91	0,8
Min.	0,13	0,11	0,13	0,43	0,41	0,46	0,57	0,52	0,65
Signifikanz		(*)	(*)		(*)			(*)	

8.3.4.3 Vena lienalis

Tabelle 8-14: Meßwerte der Vena lienalis in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial.
(*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v} mean		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	9,43	7,08	8,98	79,17	53,87	41,47	46,00	37,8	28,0	60,17	45,33	36,2
3. Quartil	6,78	6,05	6,47	28,28	29,58	26,05	18,43	21,79	19,57	23,77	25,09	23,2
Median	6,25	5,46	5,98	21,6	23,87	23,52	14,5	15,53	16,22	18,6	20,47	19,93
1. Quartil	5,66	5,08	5,67	17,33	15,86	17,03	10,18	8,14	11,68	14,25	11,92	14,35
Min.	4,55	3,13	4,18	8,03	5,67	12,97	3,37	3,33	1,33	5,7	4,5	10,63
Signifikanz		(*)										

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	0,86	0,86	0,76	0,65	0,66	0,93	1,0	1,05	1,47
3. Quartil	0,44	0,39	0,51	0,47	0,49	0,34	0,57	0,62	0,41
Median	0,36	0,31	0,41	0,36	0,37	0,26	0,43	0,45	0,3
1. Quartil	0,28	0,19	0,29	0,31	0,28	0,21	0,36	0,33	0,23
Min.	0,09	0,15	0,15	0,19	0,16	0,14	0,2	0,18	0,15
Signifikanz		(*)				(*)			(*)

8.3.5 Splanchnikusperfusion

8.3.5.1 Arteria mesenterica superior

Tabelle 8-15: Meßwerte der Arteria mesenterica superior in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	7,28	7,23	8,1	211,67	192,0	340,67	31,17	29,23	79,67	57,8	81,03	133,67
3. Quartil	6,29	6,03	6,75	149,0	148,67	253,83	19,02	16,7	54,43	45,88	56,8	112,34
Median	5,6	5,46	6,23	112,0	128,67	203,0	8,33	13,1	44,4	38,17	44,53	84,98
1. Quartil	5,19	5,13	5,55	93,93	105,17	170,0	0,83	9,0	36,26	29,92	36,93	70,5
Min.	3,7	4,48	4,7	72,67	60,87	107,67	-9,47	-3,07	17,57	18,17	18,9	45,1
Signifikanz			(*)			(*)		(*)	(*)		(*)	(*)

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	0,89	0,86	1,89	1,03	1,02	0,87	5,4	5,48	2,63
3. Quartil	0,61	0,59	1,38	0,99	0,91	0,81	3,58	2,96	2,07
Median	0,52	0,48	1,28	0,92	0,88	0,78	3,03	2,41	1,85
1. Quartil	0,46	0,4	1,15	0,84	0,85	0,76	2,34	2,12	1,7
Min.	0,35	0,24	0,92	0,71	0,79	0,57	1,46	1,67	0,91
Signifikanz			(*)			(*)		(*)	(*)

8.3.5.2 Vena mesenterica superior

Tabelle 8-16: Meßwerte der Vena mesenterica superior in Ruhe (R), bei körperlicher Belastung (B) und postprandial. (*) bezeichnet $p < 0,05$ verglichen mit dem Ruhezustand.

	Durchmesser (mm)			Blutflußgeschwindigkeit (cm/s)								
				systolisch			diastolisch			\bar{v}_{mean}		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	8,93	8,73	11,15	87,2	51,8	72,2	50,6	39,27	59,37	73,77	45,97	75,53
3. Quartil	7,91	7,75	9,3	39,85	39,13	52,88	20,79	21,73	31,0	30,68	30,43	41,3
Median	7,3	6,88	8,4	27,22	31,1	34,7	15,25	14,43	22,8	20,82	24,93	29,4
1. Quartil	6,75	5,78	7,98	22,06	21,43	29,55	10,52	11,8	17,8	17,63	16,43	24,25
Min.	3,68	4,3	6,8	15,5	6,67	18,93	3,67	5,5	10,0	12,0	9,2	15,5
Signifikanz			(*)			(*)			(*)			(*)

	Blutflußvolumen (l/min)			Resistive Index (RI)			Pulsatiliätsindex (PI)		
	R	B	P	R	B	P	R	B	P
Max.	1,06	0,91	3,96	0,84	0,79	0,67	1,79	1,53	1,02
3. Quartil	0,65	0,52	1,23	0,51	0,48	0,43	0,65	0,63	0,57
Median	0,53	0,42	1,03	0,42	0,43	0,36	0,51	0,55	0,42
1. Quartil	0,41	0,35	0,96	0,35	0,36	0,29	0,42	0,45	0,33
Min.	0,18	0,19	0,68	0,2	0,16	0,14	0,23	0,18	0,15
Signifikanz		(*)	(*)			(*)			(*)

Danksagung:

Meinem Betreuer Herrn Dr. med. Christian Tesch danke ich für die Überlassung des Themas und die bereitwillige Unterstützung bei der Ausführung der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. Ekkehart Rumberger möchte ich für seine Hilfsbereitschaft und seinen Rat bei der Fertigstellung der Arbeit besonders danken.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. J. Berger sei für ausführliche Beratung bei den statistischen Berechnungen und Beurteilungen gedankt.

Den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der kardiologischen Ambulanz der Medizinischen Klinik im UKE danke ich herzlich für die unkomplizierte Bereitstellung der Räumlichkeiten samt technischer Ausstattung.

Lebenslauf von Holger W i e d e m a n n

01.05.1971	geboren in Hamburg als Sohn des Arztes Dr. med. Heinz-Dieter Wiedemann und der Lehrerin Sibylle Wiedemann
1977 – 1981	Grundschule „Poppenbütteler Stieg“ in Hamburg
1981 – 1990	„Albert-Schweitzer-Gymnasium“ in Hamburg
12.06.1990	Abitur
08/1990 – 12/1990	„assistant teacher“ an der Portree High School, Isle of Skye, Schottland
04/1991 – 10/1991	Studium der Rechtswissenschaften an der Universität Hamburg
10/1991 – 11/1998	Studium der Medizin an der Universität Hamburg
04/1994 – 10/1994	Studium der Medizin an der Universität Wien
03/1999 – 08/2000	Arzt im Praktikum, Neugeborenen-Intensivstation, Altonaer Kinderkrankenhaus, Hamburg
Prüfungen:	
17.09.1993	Ärztliche Vorprüfung
23.03.1995	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
09.09.1997	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
18.11.1998	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

ERKLÄRUNG

Ich versichere ausdrücklich, daß ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfaßt, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe, und daß ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.