

**DIE BEEINFLUSSUNG DER KAPAZITÄT
DER VENA PORTAE DURCH EINE
MOBILISIERUNG DER LEBER
GEMESSEN MIT DOPPLER-
ULTRASCHALL**

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades

Master of Science

im Universitätslehrgang Osteopathie

eingereicht von

Michael Maier

Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin

an der Donau Universität Krems

Betreuer: Jan Porthun, MMsc DPO

Apfelberg, 27.Mai 2015

EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG

Ich, Michael Maier, geboren am 22.06.1979 in Judenburg erkläre,

1. dass ich meine Master Thesis selbständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfen bedient habe,
2. dass ich meine Master Thesis bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt habe,
3. dass ich, falls die Master Thesis mein Unternehmen oder einen externen Kooperationspartner betrifft, meinen Arbeitgeber über Titel, Form und Inhalt der Master Thesis unterrichtet und sein Einverständnis eingeholt habe.

ABSTRACT (deu)

Ziele: Das Ziel der vorliegenden Studie ist, über eine Messung mit Doppler-Ultraschall festzustellen, ob es durch eine Mobilisierung der Leber mit einer osteopathischen Behandlungstechnik zu einer Erhöhung der Kapazität der Vena portae kommt.

Design: Es handelt sich um eine explorative, experimentelle, kontrollierte, probanden- und untersucherverblindete Studie mit Crossover Design.

Methoden: Es wurden 16 Probanden (n=16) für die Studie rekrutiert. Die Einschlusskriterien waren: männlich, ein Lebensalter zwischen 18 - 45, ein BMI von max. 25, nüchtern, ein maximaler Alkoholkonsum von 24gr./d und Nichtraucher. Mit einem Matching-Verfahren wurde eine Aufteilung in zwei Gruppen durchgeführt. Die beiden Gruppen wurden als Experimentalgruppe mit einer osteopathischen Mobilisierungstechnik der Leber behandelt. Eine Dehnung des Pectoralis major stellte die Intervention für die Kontrollgruppe dar. Nach sieben Tagen wurden die Probanden als jeweils andere Studiengruppe erneut getestet. Die Kapazität wurde nicht invasiv mittels eines Doppler-Ultraschall Systems in Rückenlage vor, direkt nach und im Abstand von 60 Minuten nach der Intervention gemessen. Für die Datenauswertung wurde Microsoft® Office Excel® und IBM® SPSS® als Software verwendet.

Ergebnisse: Die Resultate der Varianzanalyse der Variablen "Kapazität" zeigten bei einem Signifikanzniveau von $\alpha= 0.05$ keine signifikanten Ergebnisse. Die Varianzanalyse der Ursprungsvariablen "Geschwindigkeit" zeigte einen tendenziellen Unterschied ($p= 0.07$) innerhalb der Experimentalgruppe zwischen der Erst- und Zweitmessung.

Diskussion: Durch eine osteopathische Mobilisierung der Leber kam es also zu keiner signifikanten Erhöhung der Kapazität der Vena portae. Dem explorativen Charakter der Studie folgend, wäre in einer Folgestudie mit verändertem Studiensetting eine genauere Abklärung der Fragestellung durchzuführen.

Keywords: Osteopathie, Mobilisierung, Leber, Vena portae, Kapazität

ABSTRACT (engl)

Aims: The research question of this study is to determine whether the capacity of the portal vein can be increased by a mobilisation of the liver by means of an osteopathic treatment.

Design: The study is designed as an exploratory, experimental, controlled, subject & examiner blinded cross-over study.

Methods: 16 subjects were recruited by the following inclusion criteria: male, age between 18 and 45, BMI not over 25, less than 25 grams of alcohol per day, no food intake on the day of testing, non-smoker. They were divided into two random groups. Both groups received as experimental group an osteopathic mobilisation treatment of the liver. The intervention in the control group was a stretching technique of the pectoralis major muscle. Seven days later, the test subjects were tested again. The capacity of the portal vein was measured non-invasively by Doppler-ultrasound in supine position before, immediately after and 60 minutes after the intervention. For data processing and analysis Microsoft® Office Excel® and IBM® SPSS® were used.

Results: The results of the analysis of variance of the variable "capacity" showed no significant results at a significance level of $\alpha = 0.05$. The analysis of variance of the variable "speed" showed a tend to significance ($p = 0.07$) in the experimental group between measurement 1 and 2.

Discussion: So there was no increase in the capacity of the portal vein by an osteopathic mobilisation of the liver. Following the exploratory nature of the study, in a follow-up study with modified study setting a more precise clarification of the issue would be carried out.

Keywords: Osteopathy, mobilisation, liver, portal vein, capacity

INHALTSVERZEICHNIS

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades.....	I
Master of Science.....	I
im Universitätslehrgang Osteopathie	I
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin	I
EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG	II
Ich, Michael Maier, geboren am 22.06.1979 in Judenburg erkläre,	II
ABSTRACT (deu).....	III
Keywords: Osteopathie, Mobilisierung, Leber, Vena portae, Kapazität.....	III
ABSTRACT (engl).....	IV
Keywords: Osteopathy, mobilisation, liver, portal vein, capacity	IV
INHALTSVERZEICHNIS.....	V
1. Einleitung.....	1
2 Theorieteil.....	3
2.1 Die Leberzirkulation	3
2.1.1 Anatomie	3
2.1.1.1 Die Leber	3
2.1.1.2 Die Arteria hepatica	5
2.1.1.3 Die Vena portae.....	7
2.1.1.4 Die Venae hepaticae	8
2.1.1.5 Das Lymphsystem der Leber.....	8
2.1.1.6 Das Gallengangsystem	9
2.1.1.7 Die Lebersinusoiden.....	10
2.1.2 Physiologie der Leberzirkulation	11
2.1.2.1 Compliance der Leber	11
2.1.2.2 "hepatic arterial buffer response" (HABR)	12
Abbildung 4: "HABR" Regelungsmechanismus (eigene Darstellung)	12
2.1.2.3 Hepatorenaler Reflex.....	13
Abbildung 5: Hepatorenaler Reflex (eigene Darstellung)	13

2.1.2.4 Modulation der Vasokonstriktion durch Adenosin und Stickoxid	14
2.1.2.5 Blutflussregulation durch hepatozytäre Proliferation	14
2.1.2.6 Zusammenfassung	14
2.2 Behandlung der Leber in der Viszeralen Osteopathie	15
2.2.1 Einleitung	15
2.2.2 Bewegungsphysiologie der Leber	15
2.2.2.1 Mobilität der Leber	16
2.2.2.2 Motilität der Leber	16
Abbildung 6: Lebermotilität (modifiziert nach Barral & Mercier, 2005a, S.81)	16
2.2.3 Osteopathische Studien	17
2.3 Technische Prinzipien der Doppler Sonographie	18
2.3.1 Impuls-Echo-Verfahren	18
2.3.2 Doppler Effekt	18
2.3.3 B-Mode-Verfahren	19
2.3.4 CW- und PW-Doppler	19
2.3.5 Duplexsonographie	19
2.3.6 CFM-Sonographie	20
3 Forschungsfrage	21
Nullhypothese:	22
Eine Mobilisation der Leber kann die Kapazität der Vena Portae nicht erhöhen	22
Alternativhypothese:	22
Eine Mobilisation der Leber kann die Kapazität der Venae Portae erhöhen	22
4 Methodologie	23
4.1 Literaturrecherche	23
4.2 Forschungsdesign	24
4.3 Stichprobenbeschreibung	24
4.3.1 Einschlusskriterien	24
4.3.2 Ausschlusskriterien	24
4.3.3 Begründung der Ein- und Ausschlusskriterien	25
4.4 Randomisierung / Verblindung	26

4.5 Messparameter	27
4.6 An der Studiendurchführung beteiligte Personen	27
4.6.1 Behandlung	27
4.6.2 Messung	27
4.6.3 Koordination des Studienablaufs	28
4.7 Behandlung der Experimentalgruppe	29
4.8 Behandlung der Kontrollgruppe	30
4.9 Das Messverfahren der Doppler-Sonografie	31
4.9.1 Validität und Reliabilität (Gold-Standard)	31
4.9.2 Das Messgerät	31
4.9.3 Durchführung der Messung	32
4.10 Studienablauf	33
4.10.1 Erhebungszeitpunkte und Intervalle	34
4.10.2 Dauer der Behandlung	34
4.10.3 Beschreibung des praktischen Ablaufes des Experimentes	35
4.11 Datenverarbeitung und -auswertung	36
5 Ergebnisse	37
5.1 CONSORT Statement (Flussdiagramm)	37
5.2 Probandeneigenschaften	38
Abbildung 15: Boxplots (BMI · Alter), dargestellt für Gruppe A und B	38
Tabelle 1: Normalverteilungsprüfung KS-Test "BMI · Alter"	38
5.3 Auswertung der Messvariablen	39
5.3.1 Normalverteilungsprüfung	39
5.3.1.1 Normalverteilungsprüfung "Kapazität"	39
Tabelle 2: Normalverteilungsprüfung Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest "Kapazität"	39
5.3.1.2 Normalverteilungsprüfung "Durchmesser"	40
Tabelle 3: Normalverteilungsprüfung Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest "Durchmesser"	40
5.3.1.3 Normalverteilungsprüfung "Geschwindigkeit"	40
5.3.2 Hypothesenprüfung	41

5.3.2.1 Innersubjektfaktoren	41
Tabelle 5: Innersubjektfaktoren (Kapazität).....	41
5.3.2.2 Deskriptive Statistik	42
Abbildung 16: Mittelwerte der Kapazität [ml/min] der Vena Porta	42
Abbildung 17: Boxplots der Kapazität [ml/min] der Vena portae für die drei Messungen	43
Abbildung 18: Boxplots der Kapazität [ml/min] der Vena portae für die drei Messungen	43
5.3.2.3 Varianzanalyse	44
5.3.2.4 T-Test für unabhängige Stichproben	45
5.3.3 Zusätzliche Ergebnisse	46
5.3.3.1 Deskriptive Statistik (Durchmesser)	46
Abbildung 19: Mittelwerte des Durchmessers [cm] der Vena Porta	47
Abbildung 20: Boxplots des Durchmessers [cm] der Vena portae für die drei Messungen ...	47
Abbildung 21: Boxplots des Durchmessers [cm] der Vena portae für die drei Messungen ...	47
5.3.3.2 Varianzanalyse (Durchmesser)	48
Tabelle 10: Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (Durchmesser)	48
5.3.3.3 Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit).....	49
Abbildung 22: Mittelwerte der Geschwindigkeit [cm/s] des Blutflusses der Vena	50
Abbildung 23: Boxplots der Geschwindigkeit [cm/s] der Vena portae für die drei.....	50
Abbildung 24: Boxplots der Geschwindigkeit [cm/s] der Vena portae für die drei.....	50
5.3.3.4 Varianzanalyse (Geschwindigkeit)	51
Tabelle 12: Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (Geschwindigkeit).....	51
5.3.3.5 Paarweise Vergleiche (Geschwindigkeit)	52
Tabelle 13: Paarweise Vergleiche der Messungen	52
Tabelle 14: Paarweise Vergleiche der Messungen getrennt zwischen den Bedingungen.....	52
Tabelle 16: Paarweise Vergleiche der Bedingungen getrennt zwischen den Messungen.....	53
5.4 Ergebnisse und Forschungsfrage.....	54
6 Diskussion	55
6.1 Diskussion der Messergebnisse	55
6.1.1 Kapazität	55
6.1.2 Durchmesser	56

6.1.3 Geschwindigkeit	56
6.1.4 Deduktion	57
6.2 Diskussion der Methodologie.....	58
6.3 Vergleich mit Vorläuferstudien.....	59
6.3.1 Kapazität	59
6.3.2 Durchmesser	61
6.3.3 Geschwindigkeit	62
6.4 Ausblick auf zukünftige Arbeiten.....	63
6.4.1 Auswahl einer alternativen Behandlungstechnik.....	63
6.4.2 Änderungen im Bereich der Kontrollgruppe	63
6.4.3 Erhöhung der Probandenanzahl	63
6.4.4 Erweiterung der Messung	63
7 Konklusion.....	64
7.1 Zusammenfassung	64
7.1.1 Motivation.....	64
7.1.2 Ziel der Studie	64
7.1.3 Methodologie.....	64
7.1.4 Ergebnisse	65
7.2 Schlussfolgerung	65
7.3 Ausblick	65
8 Literaturverzeichnis	66
9 Anhang A.....	71
9.1 Abbildungsverzeichnis	71
9.2 Tabellenverzeichnis	72
9.3 Abkürzungsverzeichnis.....	73
9.4 Informationsblatt für die Probanden.....	74
Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient!.....	74
9.5 Informationsschreiben an die Ärztinnen/Ärzte	76
Sehr geehrte Frau Doktor / Sehr geehrter Herr Doktor	76
Michael Maier	77

9.6 Einverständniserklärung der Probanden	78
<i>BMI:</i>	78
9.7 Testprotokoll	79
9.8 Statistik	80
9.8.1 Paarweise Vergleiche (Kapazität)	80
9.8.2 Paarweise Vergleiche (Durchmesser).....	81

1. Einleitung

„Ich habe keine besondere Begabung sondern bin nur leidenschaftlich neugierig“

(ALBERT EINSTEIN)

Dieses Zitat könnte auch von dem „Entdecker“ der Osteopathie, Andrew Taylor Still stammen, der wohl mit seiner Bescheidenheit und mit seiner unermüdlichen Suche nach möglichen Zusammenhängen am menschlichen Organismus den Grundstein für das heutige Verständnis im osteopathischen Konzept gelegt hat.

Die Grundüberlegung für die Konzeption der vorliegenden Arbeit beruht auf der „Neugier“, mögliche Veränderungen durch eine osteopathische Behandlungstechnik am Organ Leber sichtbar zu machen.

Hier gerade eine Behandlungstechnik der Leber auszuwählen wird durch Aussagen in osteopathischer Literatur, welche immer wieder die Wichtigkeit der Behandlung der Leber herausstreichen, unterstützt. Für Osteopathen zählt die Leber auf Grund ihrer einzigartigen Funktion zu den Organen, auf deren Behandlung nicht verzichtet werden kann. (Barral & Mercier, 2005a, S.87) Andere sprechen davon, dass auch eine präventive Behandlung der Leber im Kontext einer osteopathischen Behandlung überlegenswert wäre (Meert, 2007, S.467). Für (Hebgen, 2008, S.42) hat die Leber aufgrund ihrer mannigfaltigen neuroanatomischen und topografischen Beziehungen eine herausragende Bedeutung im viszeralen Bereich der Osteopathie. Des Weiteren findet man Hinweise auf die spezielle Rolle der Leber als Schlüsselstelle in der Behandlung bei vielen Formen energetischer Medizin (Barral & Mercier, 2005a, S.75).

Darüber hinaus ist es eine Tatsache, dass die Leber als größtes inneres Organ des menschlichen Körpers mit einer großen Menge an vitalen Funktionen und einer außergewöhnlichen regenerativen Fähigkeit ausgestattet ist (Skandalakis, Skandalakis, Skandalakis, & Mirilas, 2004).

Mehrere Studien zeigen die Wichtigkeit des Blutflusses der Vena portae im Hinblick auf die Durchblutung und Funktion der Leber. Cardoso et al. (1994) beschrieb beispielsweise, dass es durch eine Steigerung des portalen Blutflusses und Perfusionsdrucks zu einer Erweiterung der Lebersinusoide bei zirrhotisch veränderten Lebern kommt.

Auch bei der Regeneration der Leber nach Lebertransplantation konnte eine verbesserte Regeneration durch eine Steigerung der Durchblutung der Vena Portae festgestellt werden (Eguchi, 2003).

Es wurden zwei osteopathische Studien gefunden, in denen über den Blutfluss der Vena portae ein Rückschluss auf die Auswirkung osteopathische Behandlungstechniken gezogen werden sollte. Van Dun et al. (2008) überprüfte die Auswirkung einer Mobilisation des Mesenteriums auf die Portalvene. Eine Beeinflussung der Durchblutung der Pfortader über eine osteopathische Behandlung des Omentum minus wollte Halbeisen (2009) nachweisen. In der osteopathischen Literatur konnte folgende Aussage gefunden werden: „Manipulationen der Leber spielen in doppelter Hinsicht eine Rolle, weil sie zum einen den Stoffwechsel der Leber fördern und zum anderen ihren Blut-, Lymph- und Gallenfluss steigern“ (Barral & Mercier, 2005a, S.87).

Dadurch wurde im Studienautor das Interesse geweckt, einen direkten osteopathischen Behandlungsansatz an der Leber einer wissenschaftlichen Überprüfung zu unterziehen.

„Die (Farb-)Duplexsonographie hat sich bei Patienten mit arteriellen, portalvenösen und venösen Veränderungen der Lebergefäße etabliert“ (Ignee, Gebel, Caspary, & Dietrich, 2002, S. 21).

In der Literatur wird die Doppler-Sonografie als eine reliable Messmethode darstellt (Brown et al., 1989; Iwao & Toyonaga, 2008; Lafortune, Patriquin, Burns, & Dausat, 1998). Die Möglichkeit des Studienautors auf ein derartiges Messsystem samt Facharzt zugreifen zu können, wird hier in Anspruch genommen um etwaige Veränderungen im Blutfluss der Vena portae zu dokumentieren.

Die Überprüfung der Möglichkeit, durch eine in der osteopathischen Literatur genau beschriebene Behandlungstechnik der Leber Einfluss auf den portalen Blutfluss nehmen zu können, stellt die Grundfrage der vorliegenden Arbeit dar.

2 Theorieteil

Im Theorieteil wird kompakt auf die, für diese Arbeit relevanten Grundlagen eingegangen. Der Bogen wird von der Anatomie und Physiologie der Leber im Hinblick auf die Zirkulation der Flüssigkeiten über die Behandlung der Leber im osteopathischen Kontext bis zu einer kurzen Abhandlung über die Grundsätze der Doppler-Sonografie gespannt.

2.1 Die Leberzirkulation

In der vorliegenden Arbeit wird die Kapazität der Vena portae als Messparameter herangezogen. Deshalb und aufgrund der Tatsache, dass bei der Intervention an der Experimentalgruppe eine direkte osteopathische Behandlungstechnik an der Leber zur Anwendung kommt (siehe 4.7 Behandlung der Experimentalgruppe), wird im Folgenden näher auf die Anatomie und Physiologie der Leberzirkulation eingegangen.

2.1.1 Anatomie

Die für die zirkulatorischen Vorgänge im Organ Leber entscheidenden anatomischen Strukturen werden hier kurz umrissen.

2.1.1.1 Die Leber

Die Leber wird als das größte innere Organ des menschlichen Organismus gesehen und beansprucht zwischen 2% und 3% des gesamten Körpergewichtes (Boyer, Manns, Sanyal, & Zakim, 2012; Lauth, 2007; Skandalakis et al., 2004). Aufgrund ihrer Funktionen wird die Leber auch als die größte exokrine Drüse des Körpers beschrieben, die eine wichtige Rolle für den Stoffwechsel und den Energiehaushalt spielt (Dancygier & Allescher, 2003, S.10).

Sie befindet sich kaudal der rechten Zwerchfellkuppel und verläuft im Bereich des Epigastriums nach links in das linke Hypochondrium, wobei der überwiegende Teil des Organs rechts der Medianlinie zu liegen kommt. Die Überdeckung der Leber durch die knöchernen Strukturen des Brustkorbs schützt das Organ vor mechanischen Beanspruchungen von außen. Damit ist jedoch auch die Möglichkeit einer direkten manuellen Kontaktaufnahme bis auf wenige leicht zugängliche Zonen stark eingeschränkt. Die anterior inferiore Seite der Leber reicht beim Erwachsenen normalerweise nicht über die kaudale Grenze des rechten Rippenbogens, jedoch kann durch eine osteopathische

Behandlungstechnik mit subcostaler Griffanlage das Organ relativ leicht behandelt werden (Barral & Mercier, 2005b, S.79).

Die Leber stellt ein interessantes Organ mit einer speziellen Anatomie des Gefäßsystems betreffend dar. Dieses Gefäßsystem bildet die Basis für die physiologischen Vorgänge, die das Organ Leber bereitstellt. Im Gegensatz zu anderen Organen verfügt die Leber im Hinblick auf den Blutzufluss über ein duales System, welches sich aus der Vena portae und der Arteria hepatica zusammensetzt. Eine weitere Besonderheit sind die Lebersinusoide, eine Art erweitertes Kapillargefäß, in welchem Blut sowohl aus der Arteria hepatica als auch aus der Vena portae weitertransportiert wird. Das abführende System bilden drei Venenäste, die als Vena hepatica dexter, Vena hepatica intermedia und Vena hepatica sinister bezeichnet werden und das Blut aus der Leber in die Vena cava inferior leiten (Keiding & Sørensen, 2012, S.3).

Anatomisch wird die Leber in einen rechten und einen linken Leberlappen, welche durch das Ligamentum falciforme getrennt werden, aufgeteilt. Der rechte Leberlappen wird des Weiteren im inferioren posterioren Bereich in zwei kleinere Lappen, den Lobus caudatus und den Lobus quadratus separiert. Die funktionelle Aufteilung der Leber passiert im Unterschied dazu durch eine Ebene, welche durch die Gallenblase und die inferiore Vena cava gelegt wird. Dadurch werden die zwei Leberhälften definiert, die zum einen durch den rechten und zum anderen durch die linken Äste der Vena portae und der Arteria hepatica versorgt werden. Dadurch zählt aus funktioneller Sichtweise der Lobus quadratus und ein großer Teil des Lobus caudatus zum linken Teil der Leber. Des Weiteren wird eine funktionale Aufteilung in acht Segmente mit unabhängigen vaskulären Versorgungen definiert (Boyer et al., 2012, S.4).

In dieser Form der Aufteilung wird Bezug auf vier gedachte Ebenen als Hilfestellung zur Segmentierung genommen. Drei longitudinal ausgerichtete Ebene, welche als Ursprung die Vena cava inferior haben und jeweils zur Vena hepatica dexter, zur Vena hepatica intermedia und zum umbilicalen Teil der linken Vena portae hin ausgerichtet sind. Eine gedachte transversale Ebene durchzieht die Leber auf Höhe der Aufspaltung der Vena portae. Damit entstehen drei Lebersegmente (Segmente II, III, und IV) im Bereich der linken Leberhälfte, welche durch den linken Ast der Vena portae versorgt werden und vier Segmente (Segment V, VI, VII und VIII), die zum rechten Leberteile mit Versorgung über den rechten Ast der Vena Porta gezählt werden. Das Segment I ist der Lobus caudatus. Es ist im posterioren Teil der Leber zwischen Vena portae und Vena cava inferior lokalisiert und wird weder zum rechten noch zum linken Leberteile gezählt. Seine Eigenständigkeit ist mit seiner multiplen Versorgung sowohl aus dem rechten als auch dem linken Ast der Vena portae erklärbar (Schmidt, Demartines, Soler, Schnyder, & Denys, 2008).

Eine weitere Sonderstellung erfährt das Segment I dadurch, dass der venöse Abfluss unter Umgehung der Venae hepaticae direkt in die Vena cava inferior erfolgt (Dancygier & Allescher, 2003, S.9). Abbildung 1 verdeutlicht die Aufteilung der Lebersegmente.

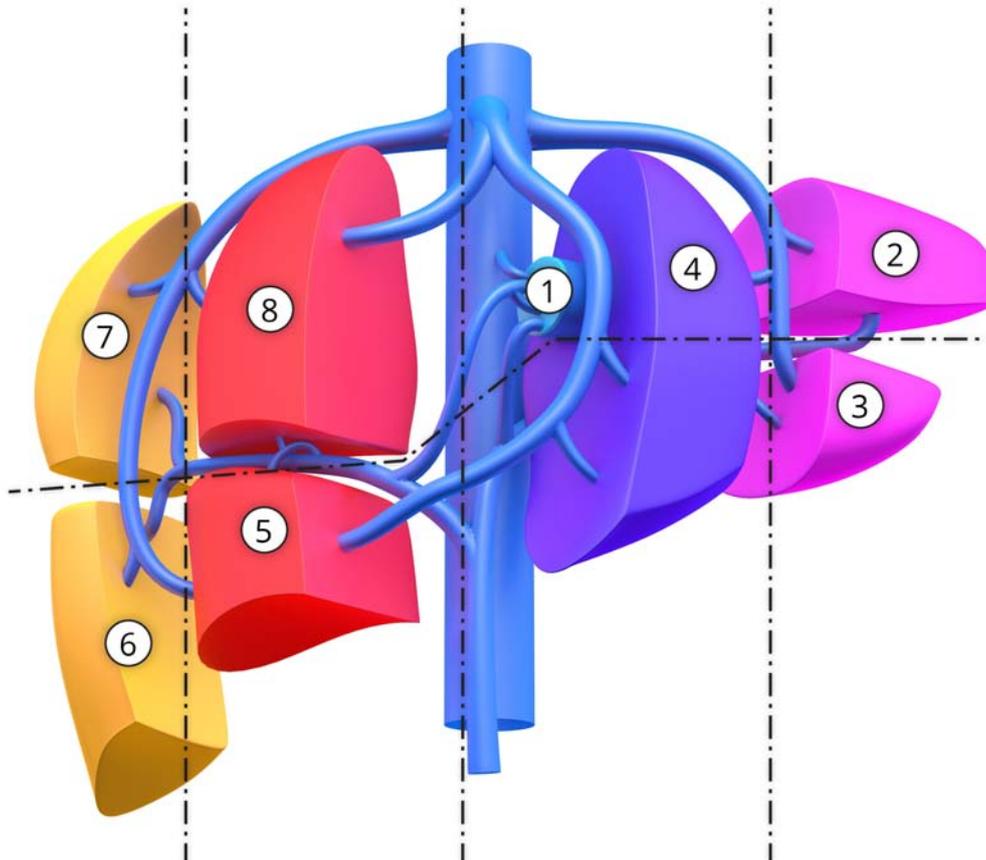


Abbildung 1: Aufteilung der Leber in acht Segmente durch vier gedachte Ebenen (modifiziert nach Boyer et al. 2012, S.5)

2.1.1.2 Die Arteria hepatica

Die Arteria hepatica communis entspringt etwa in Höhe des kaudalen Teils des zwölften Brustwirbels. Der Ursprung erfolgt in 86% der Fälle direkt aus dem Truncus coeliacus. Andere Ursprünge sind die Arteria mesenterica superior (2.9%), die Aorta (1.1%) und sehr selten ein Ursprung aus der Arteria gastrica sinistra. Ihr weiterer Verlauf erfolgt relativ horizontal entlang des oberen Teils des Pankreaskopfes wobei sie hier vom posterioren Teil der Bursa omentalis bedeckt wird. Als Arteria hepatica propria zieht das Gefäß nach Abgabe der Arteria gastroduodenalis aufsteigend weiter, um im Omentum minus eingehüllt durch das Ligamentum hepatoduodenale vor dem Foramen epiploicum weiter anzusteigen. Im Ligamentum hepatoduodenale kommt die Arteria hepatica propria vor der Vena portae und links des Ductus hepaticus communis zu liegen (Skandalakis et al., 2004).

Im weiteren Verlauf kommt es zu einer Aufteilung in die Arteria hepatica dextra und die Arteria hepatica sinistra, wobei sich in den meisten Fällen von der Arteria hepatica dextra die Arteria cystica abspaltet, welche die arterielle Versorgung der Gallenblase als Funktion innehat. Zu 25-30% ist eine Ursprungsvariante der Arteria hepatica sinistra aus der Arteria gastrica sinistra zu finden. Im weiteren Verlauf dieser Struktur kommt es zu 40% zu einer Aufspaltung in eine mediane und eine laterale Arterie, wobei das mediane Gefäß den Lobus quadratus versorgt und der laterale Teil sich zur Versorgung der jeweiligen Subsegmente in superiore und inferiore Arterien aufspaltet. Andere Varianten sind jedoch, wie in Abbildung 2 zu sehen, sehr häufig zu finden (Skandalakis et al., 2004).

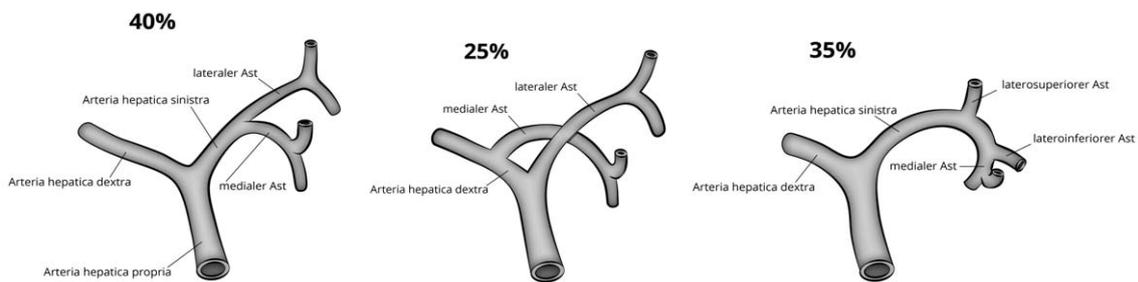


Abbildung 2: Aufspaltungsvarianten der Arteria hepatica sinistra und deren Häufigkeiten (modifiziert nach Skandalakis et al., 2004)

Die Arteria hepatica dextra entspringt als Variante bei 17% der Menschen direkt aus der Arteria mesenterica superior und zieht meist hinter dem Ductus hepaticus communis und vor der Vena portae nach lateral kranial. Intrahepatisch oder auch gelegentlich extrahepatisch im Bereich der Leberpforte teilt sich die Arteria hepatica dexter in anteriore und posteriore Arterien, die sich wiederum weiter in superiore und inferiore Gefäße aufspalten, um die jeweiligen funktionalen Subsegmente zu versorgen (Skandalakis et al., 2004).

Diese intrahepatischen progressiven Aufspaltungen der Arteria hepatica folgen den Ästen der Vena portae, um schließlich als Arteriae interlobularis gemeinsam mit den Venae interlobularis und den Ductus biliferi interlobulares die Trias hepatica oder auch "Glisson`sche Trias" zu bilden. In der Trias hepatica gehen die Arteriolen in die sogenannten "Sinusinoide" (siehe 2.1.1.7 Die Lebersinusoiden) über, wobei es vorher zu einer beträchtlichen Druckreduktion in den arteriellen Gefäßen auf das Niveau der Endgefäße der Vena portae gekommen ist (Keiding & Sørensen, 2012).

2.1.1.3 Die Vena portae

Die Vena portae weist eine Länge von 7-10 cm und einen Durchmesser von 0,8-1,4cm auf und besitzt keine Venenklappen (Skandalakis et al., 2004).

Sie entsteht aus der Vereinigung ("confluens") der Arteria mesenterica superior und der Vena splenica. Diese Aufspaltung findet im Bereich dorsal des Pankreaskopfes im Bereich des Leberhilus statt (Battaglia et al., 2010; Schmidt et al., 2008).

Die Vena mesenterica inferior mündet in 70% der Fälle in die Vena splenica, in den übrigen 30% in die Vena mesenterica superior. Weitere direkte venöse Zuflüsse in die Vena portae sind die Vena gastrica dextra, die Vena gastrica sinistra, die Vena cystica und die Venae paraumbilicales (Sobotta, Paulsen, & Waschke, 2010, S.110).

Die Vena portae verläuft gemeinsam mit der Arteria hepatica im Ligamentum hepatoduodenale zur Leberpforte, wo es zu einer Aufspaltung in einen rechten und linken Ast kommt (Skandalakis et al., 2004).

Der rechte Ast liegt im Bezug auf den Lobus caudatus weiter anterior und weist im Bezug zum linken Teil eine geringere Länge auf. Gleich nach der Aufspaltung gibt der rechte Gefäßast eine Vene zur Versorgung des Segmentes I ab. Der weitere Verlauf und die anschließenden Aufspaltungen erfolgen gemeinsam mit den Strukturen der Arteria hepatica dextra. Demnach kommt es zu einer Aufspaltung in einen anterioren und einen posterioren Teil, die sich jeweils wieder in ein superiores und ein inferiores Gefäß aufteilen (Skandalakis et al., 2004).

Der linke, längere Ast setzt sich aus zwei Teilen zusammen. Direkt nach der Bifurkation wird ein transversaler Teil beschrieben, der einen Ast zum Lobus caudatus abgibt. Im weiteren Verlauf wird ab Höhe der Fissura umbilicalis ein umbilikaler Teil des Gefäßes beschrieben, der nach einer scharfen Biegung nach anterior läuft und hier eine Verbindung mit dem Ligamentum teres hepatis zeigt. Aus diesem umbilikalen Teil des linken Portalastes entspringen, und das stellt einen Unterschied zur Aufspaltungsfolge der Arteria hepatica dar, sowohl die superiores und inferiores Gefäße für die lateralen Segmente als auch die Gefäße zur Versorgung des Lobus quadratus (Skandalakis et al., 2004).

Bezüglich des Vena portae werden in der Literatur viele Varianten beschrieben. Die oben angeführte Normalsituation ist bei ca. 80% der Menschen gegeben. Die häufigste Abweichungsvariante ist eine Dreifachteilung der Vena portae in einen linken, einen rechten anterioren und einen rechten posterioren Ast. Am zweithäufigsten ist ein Abgang des rechten posterioren Gefäßastes noch vor der Bifurkation der Vena portae (Battaglia et al., 2010; Schmidt et al., 2008).

Die weitere Verzweigung erfolgt in zuerst interlobäre und dann interlobuläre Venen. Die kleinsten Aufzweigungen der Vena portae in den Portalfeldern werden als terminale portale Venolen oder als perilobuläre Venen bezeichnet (Dancygier & Allescher, 2003, S.15).

Intrahepatisch greifen die großen Pfortaderäste und die Lebervenen, gebettet in eine bindegewebige Scheide, wie die Finger zweier Hände ineinander und unterteilen damit die Leber in die genannten acht selbständigen Segmente mit eigenständiger Blutversorgung und Gallendrainage (Dancygier & Allescher, 2003, S.8).

2.1.1.4 Die Venae hepaticae

Die Drainage der Leber erfolgt über eine Serie von dorsal gelegenen Lebervenen. Drei große Gefäße und zwischen 10 und 50 kleinere Gefäßstrukturen leiten das venöse Blut aus der Leber in die Vena cava inferior. Die drei Hauptvenen (Vena hepatica dextra, Vena hepatica intermedia und Vena hepatica sinistra) besitzen eine Länge von 0.5 bis 1.5 cm. Die Vena hepatica dextra ist das größte der drei Hauptgefäße und drainiert die Segmente V, VI, VII, und Teile des Segmentes VIII. Die Vena hepatica intermedia ist primär für die Blutableitung aus den Segmenten IV, V und VIII zuständig. Die Ableitung der Segmente II, III und teilweise IV erfolgt durch die Vena hepatica sinistra (Skandalakis et al., 2004).

Bei diesen drei Venen sind die häufigsten anatomischen Varianten im Hinblick auf die Lebergefäße zu finden. Als häufigste echte Normabweichung ist das Vorhandensein von einem oder mehreren zusätzlichen Gefäßen, welche eine separate Ableitung in die Vena cava bilden, zu nennen (Battaglia et al., 2010).

Die Vereinigung der Vena hepatica intermedia und der Vena hepatica sinistra vor der Einmündung in die Vena cava inferior ist allerdings keine Abweichung, sondern die Normalsituation bei ungefähr 60% der Individuen (Battaglia et al., 2010; Skandalakis et al., 2004).

2.1.1.5 Das Lymphsystem der Leber

Da die Leber eine große Menge an Lymphflüssigkeit generiert, ist auch das Lymphsystem sehr ausgeprägt.

Ohtani & Ohtani (2008) geben für den Anteil der Lymphmenge, die, von der Leber kommend, im Ductus thoracicus transportiert wird, einen Wert von 25-50% an. Auch Skandalakis et al. (2004) schätzen diesen Wert auf ungefähr 50%.

Die Lymphgefäße sind meist in Nähe der Arteria hepatica angeordnet. Arterielle und venöse Gefäße in diesem Bereich werden bis in die feinsten Verästelungen von Lymphstrukturen begleitet und umhüllt (Dancygier & Allescher, 2003, S.15).

Bei einer Dreiteilung des Lymphsystems der Leber in portale, sublobuläre und oberflächliche Lymphgefäße wird über 80% der Lymphflüssigkeit, die primäre in Lebersinusoiden gebildet wird, über die portalen Lymphgefäße abgeleitet (Ohtani & Ohtani, 2008).

Der Weg der Lymphflüssigkeit im oberflächlichen System, welches primär in der Glissonschen Kapsel lokalisiert ist, folgt den, die Arteria hepatica propria bzw. in weiterer Folge die Aorta begleitenden Lymphgefäßen und -knoten. Die Lymphe, die im tiefliegenden System gebildet wird, folgt Lymphgefäßen entlang der Vena portae bzw. der Venae hepaticae in Richtung der Lymphknoten, welche entlang des Nervus phrenicus angeordnet sind (Skandalakis et al., 2004).

Über die Cisterna chyli und den Ductus thoracicus gelangt die Lymphflüssigkeit schlussendlich in den systemischen Kreislauf.

2.1.1.6 Das Gallengangsystem

Das System der Gallenwege wird in der Beschreibung in einen intrahepatischen und einen extrahepatischen Bereich aufgeteilt.

Im Bezug auf die Segmentierung der Leber folgen die Gallengänge dem System, welches durch die Vena portae bekannt ist (Skandalakis et al., 2004).

Die Gallengänge stellen ein dreidimensionales Netzwerk dar, welches seinen Ursprung in den gallenbildenden Hepatozyten nimmt und schlussendlich im Duodenum endet. Dazwischen liegt eine ganze Reihe von im Durchmesser ständig größer werdenden Gefäßstrukturen. Die kleinste Einheit stellen die Gallenkanikuli dar. Ihnen werden kontraktile Fähigkeiten und damit eine aktive Unterstützung des Weitertransportes der Gallenflüssigkeit zugeschrieben. Über Duktuli und sogenannte "Hering-Kanäle" gelangt die Galle in die interlobulären Gallengänge. Von hier weg anastomosieren die Strukturen zu septalen Gängen, die sich weiter zu segmentalen Gängen und daran anschließend zu intrahepatischen hilären Gallengängen zusammenschließen. Ein rechter (ductus hepaticus dexter) und ein linker Ast (ductus hepaticus sinister) verlassen die Leber im Leberhilus (Dancygier & Allescher, 2003, S.13).

Der weitere extrahepatische Verlauf wird über den aus dem rechten und linken Ast entstehenden Ductus hepaticus communis gebildet. Dieser wird nach Abgang des Ductus cysticus zur Gallenblase zum Ductus choledochus. Nach der Vereinigung mit dem Ductus pancreaticus zur Ampulla hepatopancreatica mündet das Gallengangsystem über die Papilla duodeni major in das Duodenum (Sobotta et al., 2010, S.117).

2.1.1.7 Die Lebersinusoiden

Nach wiederholter Aufspaltung münden die terminalen Gefäße der Arteria hepatica und der Vena portae gemeinsam in den sogenannten Lebersinusoiden.

Im portalen Bindegewebsstroma eingebettet, verlaufen neben den Endgefäßen von Arteria Hepatica und Vena portae Gallengänge, Lymphgefäße und nervale Strukturen. Diese Zone wird als Portalfeld, Glisson Trias, oder Portale Triade bezeichnet. Die begriffliche Reduktion auf drei Strukturen (Glisson Trias, Portale Triade) ist erklärbar mit der Tatsache, dass die Lymphgefäße als auch die Nerven kaum sichtbar sind (Boyer et al., 2012, S.6).

Die Lebersinusoiden sind radiär um die Zentralvene angeordnet. Die Sinusoiden sind innen von Sinusendothelien ausgekleidet. Im Gegensatz zu den Endothelzellen anderer Organe findet sich hier ein lockeres Zellgeflecht. Die Membran und das Zytoplasma der Endothelzellen im Bereich der Sinusoiden erscheinen siebartig gefenstert (Dancygier & Allescher, 2003, S.19; Keiding & Sorensen, 2012, S.7).

Durch diese lockere Zellstruktur wird der Stoffaustausch zwischen den Sinusoiden und den Hepatozyten erleichtert. Der Raum zwischen dem Sinusendothel und dem Leberparenchym wird als "Disse-Raum" bezeichnet (Aumüller, 2010, S.661).

Die Lebersinusoiden münden in den Zentralvenen der Leber, die schlussendlich das Blut über die Venae hepaticae in die Vena cava inferior abgeben (siehe 2.1.1.4 Die Venae hepaticae). Abbildung 3 gibt hierzu einen Überblick.

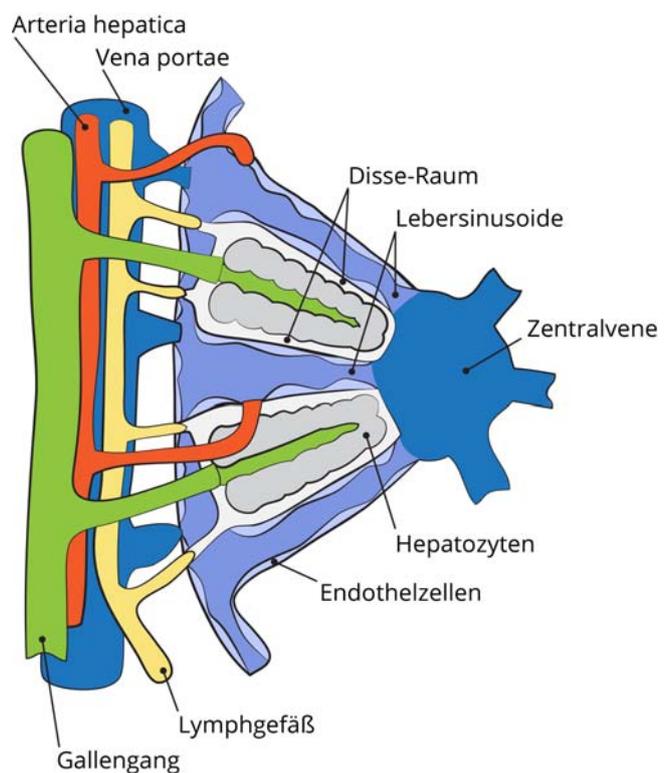


Abbildung 3: Lebersinusoiden (eigene Darstellung)

2.1.2 Physiologie der Leberzirkulation

Im Bezug auf den cardialen Output erhält die Leber in etwa 25% des ausgeworfenen Blutes bei nur 2,5% Gewicht im Verhältnis zur gesamten Körpermasse (Lautt, 2007).

Das Volumen des gesamten Blutzufusses kann mit ca. 1ml Blut/min/g Lebergewebe angegeben werden (Keiding & Sorensen, 2012, S.4). Wie schon weiter oben erwähnt, besitzt die Leber ein duales Blutversorgungssystem, welches durch die Arteria hepatica und die Vena portae gebildet wird. Während 70-80% des Blutes über die Vena portae, die Nährstoffe und andere Substanzen zur Leber bringt, zugeführt wird, werden die restlichen 20-30% von der Arteria hepatica bereitgestellt (Boyer et al., 2012, S.4; Keiding & Sorensen, 2012, S.4; Wakui et al., 2013).

Das Konstanthalten der Leberdurchblutung stellt für viele Bereiche des Organismus einen entscheidenden Faktor dar. Gleichmäßige Zustände betreffend der Nährstoffzirkulation, der Zirkulation von Hormonen und der kardiovaskulären Situation an sich sind im Hinblick auf die Homöostase des Gesamtsystems wichtige Faktoren (Lautt, 2007).

Im Vergleich zu anderen Organen ist die Leber im Hinblick auf die Sauerstoffverwertung sehr effizient (bis zu 100% in Situationen von geringer Zufuhr bzw. großem Bedarf). Die Zufuhr von Sauerstoff durch die Vena portae stellt eine zusätzliche Entlastung der Arteria hepatica im Hinblick auf die Sauerstoffversorgung der Leber dar. Auch hat der wechselnde Sauerstoffbedarf der Leber keinen Einfluss auf den Blutfluss der Arteria hepatica (Keiding & Sorensen, 2012, S.3).

Die Leber besitzt nicht die Möglichkeit, den Blutfluss in der Vena portae direkt zu kontrollieren (Lautt, 2007). Um den hepatischen Blutfluss konstant zu halten, bedient sich die Leber jedoch mehrerer indirekter, teils zusammenhängender Regulationsmechanismen, welche im Folgenden erörtert werden.

2.1.2.1 Compliance der Leber

Dieses einfache physikalische Regulationssystem wird, sobald es zu einem Absinken des Blutzufusses aus der Vena portae in die Leber kommt, aktiviert. Hierdurch verringert sich der intrahepatische Druck, wodurch eine Austreibung von Blut aus der Leber, die hier als Blutreservoir fungiert, passiert. Der dadurch verstärkte Rückfluss von Blut über die Venae hepaticae und die Vena cava inferior in Richtung Herz führt folglich zu einer höheren Auswurfleistung des Herzens. Dadurch kommt es zu einem verstärkten arteriellen Blutzufuss ins Verdauungssystem mit darauf folgendem verstärktem venösen Rückfluss über die Vena portae (Lautt, 2007).

2.1.2.2 "hepatic arterial buffer response" (HABR)

Dieser Autoregulationsmechanismus ist unter dem Namen "hepatic arterial buffer response" (HABR) bekannt und beschreibt die Fähigkeit der Arteria hepatica, Schwankungen des portalvenösen Blutflusses reaktiv auszugleichen.

Grundlage für die Funktionsweise dieses Regulationssystems ist die konstante Sekretion von Adenosin im Portalfeld der Leber. Unabhängig von Sauerstoffkonzentration oder Bedarf wird die immer gleiche Menge Adenosin abgegeben (Lautt, 2007).

Adenosin stellt als starker Vasodilatator den zentralen Regelmechanismus für die Mobilität der Leberarteriolen dar. Die Konzentration von Adenosin wird über die Stärke des portalen Blutflusses geregelt. Bei Erhöhung der Durchblutung im portalen System kommt es zu einem verstärkten "Auswaschen" von Adenosin, bei Durchblutungsreduktion hingegen zu einem Anstieg desselben. Somit entsteht bei gesteigertem Zufluss in der Vena Portae eine geringere Adenosinkonzentration. Daraus resultiert eine geringere Gefäßdilatation im Bereich der Arteria hepatica, wodurch es zu einer reduzierten Durchblutung im arteriellen System kommt. Sollte jedoch der portale Blutfluss abnehmen, ist durch den entgegengesetzten Regelmechanismus ein Anstieg der arteriellen Durchblutung zu bemerken (Keiding & Sorensen, 2012, S.5; Lautt, 2007; Lautt, 2010, S.35). Abbildung 4 gibt einen grafischen Überblick über dieses Regulationssystem.

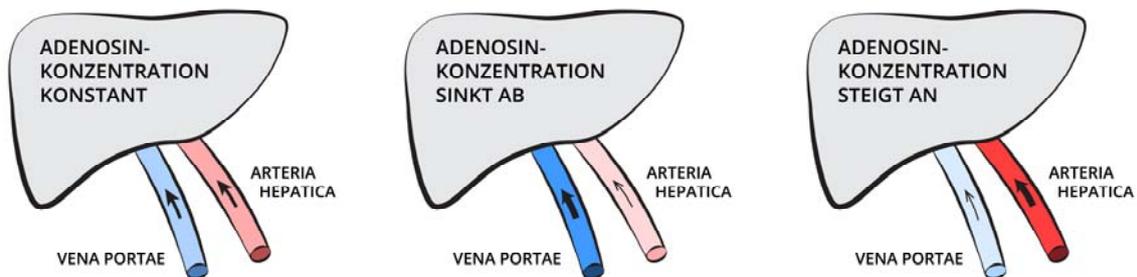


Abbildung 4: "HABR" Regelungsmechanismus (eigene Darstellung)

2.1.2.3 Hepatorenaler Reflex

Bei diesem Regulationsmechanismus werden sensorische Nervenfasern in der Leber durch ein Ansteigen der Adenosinkonzentration aktiviert. Wie oben beschrieben würde ein solcher Zustand beim Absinken des portalen Blutflusses und der damit reduzierten Ausschwemmung des Adenosin aus dem Portalfeld der Leber entstehen.

Durch die Aktivierung der Nervenfasern kommt es zum sogenannten "hepatorenalen Reflex". Hierbei wird die Flüssigkeitsausscheidung über die Niere reduziert. Das dadurch erhöhte Blutvolumen führt wiederum zu einem Anstieg des venösen Blutrückflusses zum Herzen, einer gesteigerten Auswurfleistung desselben und damit zu einer Steigerung des arteriellen Blutflusses in die Organe des Verdauungssystems. Verglichen mit den, durch den HBR ausgelösten Veränderungen die Arteria hepatica betreffend, wird der hepatorenale Reflex ebenso in wenigen Sekunden aktiviert. Allerdings zeigen sich die kardiovaskulären Konsequenzen durch die veränderte Filtrationsrate der Niere erst nach einem längeren Zeitraum (Lautt, 2007). In Abbildung 5 ist dieser Mechanismus dargestellt.

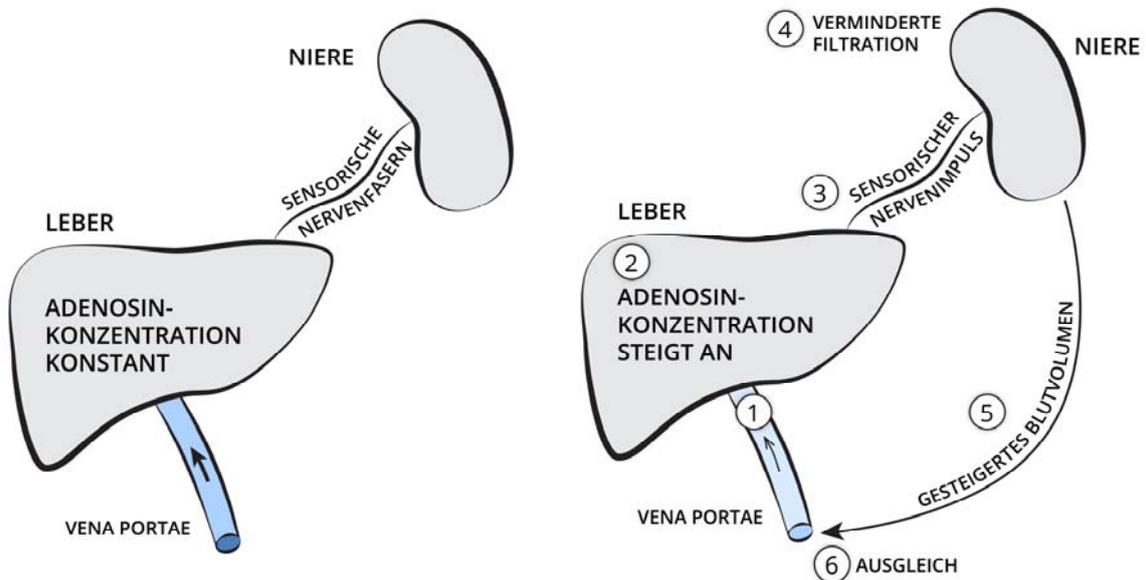


Abbildung 5: Hepatorenaler Reflex (eigene Darstellung)

2.1.2.4 Modulation der Vasokonstriktion durch Adenosin und Stickoxid

Die Möglichkeit der Leber, sowohl über Adenosin als auch mit Stickoxid auf gefährliche Verengungszustände im intrahepatischen Gefäßsystem zu reagieren, stellt einen weiteren wichtigen Regulationsmechanismus dar. Primär bei global reduziertem hepatischen Blutfluss kommt es zu einem Ansteigen von Adenosin mit den schon oben erwähnten vasodilatatorischen Auswirkungen. Bei eher lokalen Restriktionen kommt es vermehrt zu Belastungen durch Scherkräfte und damit zu einer Stickoxid-induzierten Vasodilatation (Lautt, 2007).

2.1.2.5 Blutflussregulation durch hepatozytäre Proliferation

Eine weitere Regulationsmöglichkeit kann durch die Veränderung der Lebermasse selber erreicht werden. Hierzu entsteht, bei vor allem über längere Zeiträume anhaltenden Veränderungen des portalen Blutflusses, ein Auf- bzw. Abbau des Lebergewebes. Durch Scherkräfte, die durch Durchblutungsveränderungen auf das Lebergewebe einwirken, kommt es zu Veränderungen im Stickoxid- und Prostaglandinanteil der Leber. Dadurch wird eine komplexe Kaskade von Ereignissen initiiert, die die hepatozytäre Proliferation regeln. Somit kann eine gesteigerte Proliferation als auch eine Apoptose des Lebergewebes erreicht werden (Lautt, 2007; Lautt, 2010, S.133).

2.1.2.6 Zusammenfassung

Die Leber ist über mehrere Mechanismen in der Lage, auf die Blutzirkulation einzuwirken. Das Blutvolumen der Leber kann sich durch aktive und passive Reize schnell verändern und damit den venösen Rückfluss und die Auswurfleistung des Herzens beeinflussen. Jedoch fehlt der Leber eine direkte Einflussmöglichkeit auf die Durchblutung der Vena portae. Reduzierter portaler Blutfluss führt über den HABR als auch über den hepatorenenalen Reflex zu einer Gegensteuerung. Durchblutungsprobleme im Lebergewebe werden über einen Konzentrationsanstieg von Adenosin als auch von Stickoxid ausgeglichen. Wenn schlussendlich diese Maßnahmen zu keiner Veränderung im Verhältnis Leberdurchblutung/Lebermasse führen, kann die Leber über einen hämodynamischen Mechanismus die Lebermasse an sich beeinflussen.

2.2 Behandlung der Leber in der Viszeralen Osteopathie

2.2.1 Einleitung

Die Leber befindet sich kaudal der rechten Zwerchfellkuppel und zieht durch das Epigastrium in das linke Hypochondrium, wobei der größte Anteil des Organs rechts der Medianlinie zu liegen kommt. Die anterior inferiore Seite der Leber überragt beim Erwachsenen die Unterseite des rechten Rippenbogens normalerweise nicht, jedoch kann durch eine Technik mit subcostaler Griffanlage das Organ direkt behandelt werden (Barral & Mercier, 2005b, S.79).

2.2.2 Bewegungsphysiologie der Leber

Initial für das Bewegungsverhalten der Leber ist die Mobilität des Diaphragmas. Aufgrund der Verwachsung der Leber mit dem Centrum tendineum des Zwerchfells folgt die Leber der Diaphragmabewegung während In- und Expiration (Barral & Mercier, 2005a, S. 79).

Finet & Williame (2000) beschreiben eine Abhängigkeit der Stärke des Einflusses der Bewegung des Zwerchfells auf die abdominalen Organe je nach anatomisch naher Lage des jeweiligen Organs am Diaphragma.

Für die spezifische Bewegungsmechanik ist einerseits die unterschiedlich stark ausgeprägte kaudale Bewegungskomponente des Diaphragmas, als auch die Fixation der Leber über das rechte und linke Ligamentum triangulare verantwortlich (Barral & Mercier, 2005a, S.80).

Das Ligamentum falciforme hepatis, das Ligamentum teres hepatis und das Ligamentum hepatorenale werden hingegen als wenig entscheidend für die Bewegung der Leber eingestuft (Barral & Mercier, 2005a, S.77).

Die Artikulation der Leber mit der Vena cava inferior als auch die Verbindung der Leber über das Omentum minus mit dem Ösophagus, dem Magen und der Pars superior des Duodenums haben Einflüsse auf die Leberbeweglichkeit. Viszerale Verbindungsflächen finden sich an der Unterseite der Leber. Hier können die Kontaktflächen zu Magen, Duodenum, Colon und zur Niere und Nebenniere bewegungsverändernd fungieren (Barral & Mercier, 2005a, S.78).

2.2.2.1 Mobilität der Leber

Betreffend der Mobilität, also der, durch den respiratorischen Mechanismus beeinflussten Bewegung, findet man in der Literatur unterschiedliche Angaben.

Während Finet & Williams (2000) eine eher gleichmäßige kaudale Bewegung der Leber, sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene während der Inspiration beschreiben, geben Barral & Mercier (2005a, S.80) eine komplexere Bewegung an. Hier wird von einer während der Einatmung ablaufenden Rotation der Leber in der Frontalebene gegen den Uhrzeigersinn um einen Drehpunkt im Bereich des Ligamentum triangulare sinistrum ausgegangen. In der Sagittalebene vollführt das Organ eine Kaudalbewegung, wobei der anteriore inferiore Rand der Leber nach posteroinferior kippt. Als letzte Bewegungskomponente wird in der Horizontalebene eine leichte Rotation der Leber nach links beschrieben.

2.2.2.2 Motilität der Leber

Die Motilität eines Organs wird als organtypische Bewegung, deren Ursprung im Organ selbst liegt, gesehen (Barral & Mercier, 2005a, S. 10). Die Bewegung wird in eine Expir- und eine Inspirphase unterteilt.

In der Expirphase dreht die Leber gegen den Uhrzeigersinn um eine anteroposteriore Achse, welche durch das Ligamentum triangulare sinistrum läuft. Bezüglich der Sagittalebene vollführt die Leber eine minimale Kippung um eine durch die beiden Ligamenta triangularia verlaufende Achse, wobei der anteroinferiore Leberrand nach posterior und inferior tendiert. In der Horizontalebene dreht, von oben betrachtet, der Außenrand der Leber gegen den Uhrzeigersinn, d.h. von posterior nach anterior und von rechts nach links (Barral & Mercier, 2005a, S.81). Abbildung 6 gibt einen Überblick über die Lebermotilität, aufgeteilt auf die Frontal-, Saggital- und Transversalebene.

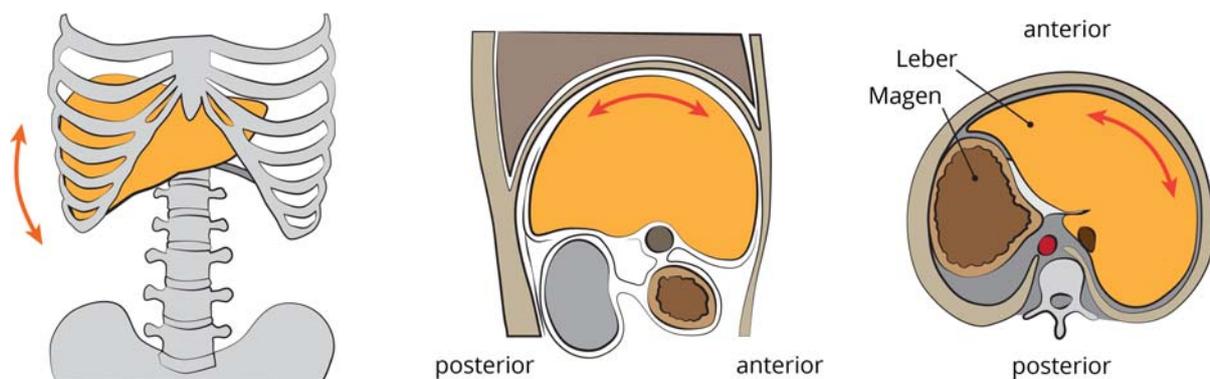


Abbildung 6: Lebermotilität (modifiziert nach Barral & Mercier, 2005a, S.81)

2.2.3 Osteopathische Studien

Nach Durchsicht der Literatur können drei Studien gefunden werden, welche ähnliche Ansätze wie in der vorliegenden Arbeit verfolgen.

Die umfassendste Arbeit stammt hierzu von van Dun et al. (2008) und befasst sich damit, ob es Effekte auf die Kapazität der Vena portae durch eine Mobilisierung des Mesenteriums gibt. In dieser doppelt blindierten, kontrollierten klinischen Studie wurden aus einer randomisierten Gesamtheit von 30 Probanden zwei Gruppen zu je 15 Probanden gebildet. Die Experimentalgruppe wurde mit einer osteopathischen Mobilisierungstechnik des Mesenteriums, mit Fokus auf die Radix mesenterii, behandelt. Bei den Probanden der Kontrollgruppe wurde eine Dehnungstechnik des Musculus iliopsoas durchgeführt. Zu den drei Messzeitpunkten wurde jeweils die Kapazität der Venae portae mittels Doppler-Sonografie gemessen. Die statistische Auswertung ergab einen signifikanten Effekt der Mobilisationstechnik des Mesenteriums auf die Kapazität der Vena portae im Vergleich zu der Veränderung der Kapazität in der Kontrollgruppe. Damit wurde die Hypothese eines physiologischen Effektes auf den Blutfluss der Portalvene durch die Mobilisation im viszeralen Bereich für den Studienautor bestätigt.

Halbeisen (2009) untersuchte in seiner Master Thesis durch Messung mittels Doppler Ultraschall den Einfluss einer Mobilisation des Omentum minus auf die Kapazität der Vena portae. Diese doppelt blindierte, kontrollierte klinische Studie wurde mit 20 Probanden, welche in zwei äquivalente Gruppen zu je zehn Personen aufgeteilt wurden, durchgeführt. Hier wurde die Experimentalgruppe mit einer dreiminütigen osteopathischen Technik am Omentum minus behandelt, wohingegen die Kontrollgruppe eine Scheinbehandlung, in diesem Fall einer unspezifischen Kompression des Abdomens im Bereich des Nabels für wiederum drei Minuten, erhielt. Das Ergebnis dieser Studie zeigte keine signifikante Differenz der Veränderungen der Kapazität der Vena portae zwischen den beiden Gruppen. Es konnte lediglich eine Tendenz festgestellt werden. Als mögliche Ursache dafür, dass es zu keinen signifikanten Ergebnissen gekommen war, wurde vom Studienautor unter anderem die relativ kleine Probandenanzahl angeführt.

Haermeyer & Pott (2009) versuchten in ihrer Arbeit herauszufinden, ob eine entstauende Behandlungstechnik der Leber zu einer Beeinflussung der Durchflussrate der Venae hepaticae führt. Hierbei wurden zwei Gruppen mit jeweils 10 Probanden eingerichtet. Die erste Gruppe bestand aus gesunden Probanden. In der zweiten Gruppe befanden sich Personen mit der Diagnose "Stetohepatitis". In dieser Studie wurde eine sehr signifikante Veränderung im Blutfluss der Venae hepaticae gefunden. Allerdings verzichtete man hier auf die Einrichtung einer klassischen Kontrollgruppe, welche z.B. eine Scheinbehandlung

erhalten hätte können. Auch die geringe Anzahl von 10 Probanden je Gruppe verlangt bei der Interpretation der Ergebnisse eine gewisse Zurückhaltung. Aus diesen Gründen wurde die Arbeit im Rahmen der Diskussion (siehe 6.3 Vergleich mit Vorläuferstudien) nicht weiter beachtet.

2.3 Technische Prinzipien der Doppler Sonographie

Hier erfolgt eine kurze Beschreibung der physikalisch-technischen Grundlagen der Ultraschalldiagnostik.

2.3.1 Impuls-Echo-Verfahren

Um ein Ultraschallbild generieren zu können, wird von einem Sender eine kurze Serie von Ultraschallwellen emittiert und folgend der Zeitabstand gemessen, bis diese Wellen von einer reflektierenden Grenzfläche zurückgeworfen werden. Dadurch, dass die Geschwindigkeit der Schallwellen bekannt ist, entsteht die Möglichkeit, die Entfernung der reflektierenden Grenzfläche zu berechnen (Schmidt & Becker, 2007, S.12).

2.3.2 Doppler Effekt

1842 wurde von Christian Doppler der in weiterer Folge nach ihm benannte "Doppler-Effekt" beschrieben. Wenn sich ein Schall emittierender Sender und ein Schall absorbierender Empfänger aufeinander zu- oder voneinander wegbewegen, so kommt es zu einer Veränderung der Frequenz der empfangenen Schallwellen (Schmidt & Becker, 2007, S.13).

Daraus ergibt sich für die Untersuchung einer Blutströmung ein optimaler Winkel des Schallkopfes im Bezug zum jeweiligen Gefäß, welcher nicht über 60° liegen sollte, da bei einem größeren Winkel die Abweichung der Messergebnisse stark anzusteigen beginnt (Brown et al., 1989) (siehe 4.9.3 Durchführung der Messung).

2.3.3 B-Mode-Verfahren

Durch diese einfache Form der Darstellung wird ein zweidimensionales Schnittbild ermöglicht. Die durch unterschiedliche Dichten der Körpergewebe erzeugten Echointensitäten werden als unterschiedliche Graustufen dargestellt. Diese Bilder können im sogenannten "Real-time-Verfahren" mit einer Folge von 25-30/s als eine Art Film dargestellt werden (Schmidt & Becker, 2007, S.15).

2.3.4 CW- und PW-Doppler

Beim CW-Doppler werden zwei piezoelektrische Elemente verwendet, wovon ein Teil kontinuierlich sendet und der zweite Teil das reflektierte Signal empfängt. Beim PW-Doppler-Verfahren dient hingegen nur ein piezoelektrisches Element als Sender und Empfänger. Über die Modulation der Empfangszeit (das sog. "Messtor") kann die Tiefe und Weite des Messvolumens bestimmt und ein Blutfluss ortsselektiv erfasst werden (Schmidt & Becker, 2007, S.15).

2.3.5 Duplexsonographie

Durch die Kombination des CW- und PW-Doppler-Verfahrens mit dem B-Mode-Verfahren entsteht die Möglichkeit, den Dopplerstrahl unter Sichtkontrolle einzustellen. Diese Verknüpfung wird als Duplexsonographie bezeichnet (Pozniak & Allan, 2013, S.4). Abbildung 7 stellt diese Funktionsweise schematisch dar.

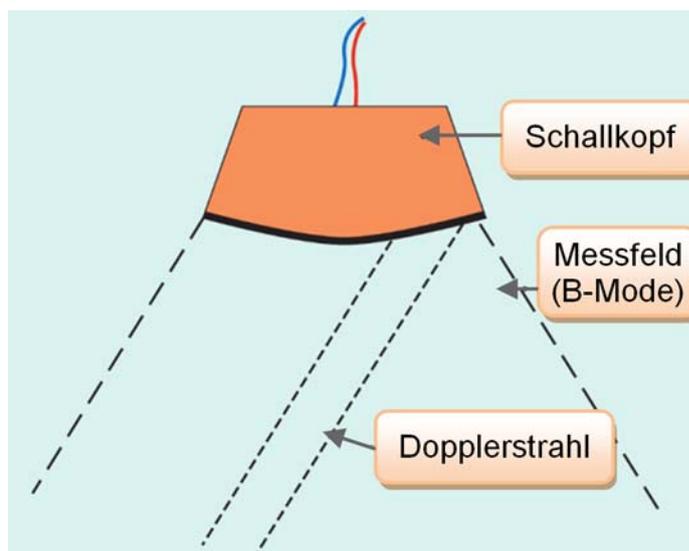


Abbildung 7: Duplex System, kombiniert B-Mode und einen Dopplerstrahl mit veränderbarer Position im B-Mode Messfeld. (modifiziert nach Pozniak & Allan, 2013)

2.3.6 CFM-Sonographie

In der CFM-Sonographie, auch Farbdopplersonographie genannt, werden bewegte Teile in Organen in Ebenen abgetastet. Zusätzlich zur Darstellung der Grauwerte im B-Bild wird hier die Doppler-Funktion über Doppler-Messtore eingesetzt. Dadurch werden Frequenzverschiebungen in Blutgefäßen sichtbar und je nach Geschwindigkeit farblich unterschiedlich kodiert. Diese farbliche Darstellung erleichtert es dem Untersucher, maximale Flussgeschwindigkeiten aufzufinden und punktuell zu messen (Schmidt & Becker, 2007, S.15).

3 Forschungsfrage

Es gab, wie oben beschrieben, schon Versuche, die Auswirkungen von osteopathischen Behandlungen auf die Kapazität der Vena Portae zu analysieren (siehe 2.2.3 Osteopathische Studien). Dabei wurde aber bis dato keine direkte Behandlung der Leber als Ansatz gewählt. Aufgrund der zahlreichen Regulationsmechanismen, welche die Leber im Hinblick auf Ihre Durchblutung imstande ist abzurufen, als auch wegen der Bedeutung der Behandlung der Leber im osteopathischen Konzept, stellt sich für den Studienautor ein Untersuchungsansatz über das Organ Leber als sinnvoll heraus.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist, über eine Messung mit Doppler-Ultraschall festzustellen, ob es durch eine Mobilisierung der Leber mit einer osteopathischen Behandlungstechnik (siehe 4.7 Behandlung der Experimentalgruppe) zu einer Erhöhung der Kapazität der Vena portae kommt.

In der Arbeit wird eine Gruppe von 16 Probanden (N=16), welche mit detaillierten Ein- und Ausschlusskriterien aus einer allgemeinen Population ausgewählt werden, untersucht (siehe 4.3 Stichprobenbeschreibung).

An der Experimentalgruppe wird eine Mobilisation der Leber durchgeführt. Die Kontrollgruppe wird mit einer Dehnungstechnik für den Musculus pectoralis major behandelt (siehe 4.7 Behandlung der Experimentalgruppe und 4.8 Behandlung der Kontrollgruppe).

Mittels Doppler-Ultraschall wird der Zielparameter "Kapazität" der Vena portae gemessen, welcher sich aus den Variablen "Durchmesser" der Vena portae und "Geschwindigkeit" des Blutflusses in der Portalvene errechnet (siehe 4.5 Messparameter).

Die Zielparameter werden direkt vor, direkt nach und eine Stunde nach der Intervention erhoben (siehe 4.10 Studienablauf).

Daraus leiten sich folgende Hypothesen ab:

Nullhypothese:

Eine Mobilisation der Leber **kann** die Kapazität der Vena Portae **nicht erhöhen**.

Alternativhypothese:

Eine Mobilisation der Leber **kann** die Kapazität der Venae Portae **erhöhen**.

Die Hypothesen werden als gerichtete Hypothesen formuliert. Dies wird zum einen durch die osteopathische Vorläuferstudie von van Dun et al. (2008) beeinflusst. Nachdem hier eine signifikante Erhöhung der Kapazität der Vena portae gefunden wurde, wird hier die Fragestellung in diese Richtung formuliert. Zum anderen findet man in osteopathischer Literatur die Aussage, dass durch eine Behandlung der Leber deren Blutfluss verbessert werden kann (Barral & Mercier, 2005a, S.87). Die führt ebenso zu der Annahme, dass eine Steigerung der Kapazität zu erwarten ist.

4 Methodologie

4.1 Literaturrecherche

Die Literaturrecherche wird in der Zeit von Juni 2012 bis Dezember 2014 betrieben.

Gesucht wird auf folgenden Seiten:

- PUBMED (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>)
- OSTEOPATHIC RESEARCH WEB (<http://www.osteopathic-research.com/>)
- PEDRO (<http://www.pedro.org.au/>);
- GOOGLE SCHOLAR (<http://scholar.google.at/>)
- .YAHOO HEALTH (<https://www.yahoo.com/health>)
- UNIVERSITÄTSBIBLIOTHEK MEDUNI WIEN (<http://ub.meduniwien.ac.at/>)
- SCIEDIRECT (<http://www.sciencedirect.com/>)

Es wird mittels folgender Suchbegriffe gesucht:

liver, portal vein, hepatic artery, liver sinusoids, liver disease, hepatic veins, hemodynamics, blood circulation, hepatic microcirculation, portal venous blood flow, lymph circulation, lymphatic vessel, hepatic arterial buffer response, hepatic vascular bed, functional hepatic flow, liver regeneration, kidney, duplex, echo, doppler, imaging, sonography, measurement, alcohol, abuse, position, body mass index, bodyweight, age, smoking, visceral dysfunction, treatment, mobilisation

Folgende Filter werden angewendet:

- Zeitfenster 1980 - heute
- humans
- Full-text

4.2 Forschungsdesign

Die Studie ist als explorative, experimentelle, kontrollierte, probanden- und untersucherverblindete Studie mit Crossover Design konzipiert.

4.3 Stichprobenbeschreibung

Wie anschließend ausgeführt wird versucht, bei der Auswahl der Probanden auf in der Literatur beschriebene Parameter, welche die Ergebnisse verfälschen könnten, einzugehen und darauf basierend Ein- und Ausschlusskriterien zu definieren.

Es werden 16 Probanden für die Studie ausgewählt, die weder in familiärem oder bekanntschaftlichem Verhältnis zum Studienautor stehen, noch demselbigen als Patienten bekannt sind.

4.3.1 Einschlusskriterien

- männlich
- Lebensalter zwischen 18 und 45
- Body Mass Index (BMI) nicht über 25
- nüchtern
- Alkoholkonsum bis 24 gr./d
- Nichtraucher

4.3.2 Ausschlusskriterien

- weiblich
- Lebensalter unter 18 Jahre bzw. über 45 Jahre
- BMI über 25
- nicht nüchtern
- Raucher; Alkoholkonsum über 25g/d

- Erkrankungen der Leber bzw. des Herzkreislaufsystems
- Medikamente, die das Gefäßsystem beeinflussen (z.B. Antihypertonika)
- akute Verletzungen und Schmerzsymptome im rechten Rippenbogenbereich und im Bereich der rechten Schulter

4.3.3 Begründung der Ein- und Ausschlusskriterien

Das Geschlecht stellt einen physischen Einflussfaktor auf den Blutfluss der Vena portae dar. Dadurch ist mit differierenden Ergebnissen zwischen weiblichen und männlichen Probanden zu rechnen (Sabba et al., 1990). Aus diesem Grund werden für die Studie nur männliche Probanden rekrutiert.

Ab einem Altersbereich von 45 Jahren kommt es zu einer Verminderung der Durchflussmenge der Vena portae (Zoli et al., 1999). Deshalb wird der Altersbereich eingegrenzt und die Obergrenze bei einem Lebensalter von 45 Jahren gesetzt. Weiters wird eine Untergrenze von 18 Jahren für die Teilnahme an der Studie eingezogen. Diese wird vom Studienautor definiert, da in der Literatur dazu keine näheren Angaben zu finden sind.

Der portale Blutfluss wird durch Körpergröße und Körpergewicht beeinflusst (Ignee et al., 2002). Deshalb wird eine Homogenisierung der Gruppen A und B in Bezug auf diese Faktoren notwendig. Als Parameter wird das Produkt der beiden Werte, der Body-Mass-Index (BMI) verwendet. Probanden mit einem BMI über 25 werden nicht zur Studie zugelassen, da es durch einen derartig erhöhten BMI zu einer Veränderung des Blutflusses im Truncus coeliacus, einem für die arterielle Leberdurchblutung wichtigen Gefäß, kommt (Asbeutah, 2013).

Nachdem es laut Teichgräber, Gebel, Benter, & Manns (1997) nach Nahrungsaufnahme zu einer Erhöhung der Durchblutung der Vena portae kommt werden Studienteilnehmer, welche nicht nüchtern (keine Nahrungsaufnahme nach Mitternacht) zur Messung erscheinen, von der Studie ausgeschlossen.

Rauchen und Alkoholkonsum verändern die zu messenden Parameter der Vena portae (Arosio, Marchi, Rigoni, Prior, & Lechi, 2006). Die Unbedenklichkeitsgrenze für den täglichen Alkoholkonsum von männlichen Personen wird in der Literatur mit maximal 24g angegeben (Anderson & Gibson, 1990). Deshalb wird auch hier eine Einschränkung eingeführt, wonach weder Raucher, noch Personen, welche Alkohol über die genannte Grenze zu sich nehmen, an der Studie teilnehmen dürfen.

Eventuell vorhandene Medikamente, die das Gefäßsystem beeinflussen könnten werden durch den die Messungen durchführenden Facharzt für Innere Medizin im Hinblick auf das Potential, den Blutfluss zu verändern, beurteilt.

Aufgrund der gewünschten homogenisierten Ausführung der Behandlungstechniken sowohl in der Behandlungs- als auch in der Kontrollgruppe wird von der Rekrutierung von Probanden mit Schmerzen oder aktuellen Einschränkungen der Mobilität im Bereich der rechten oberen Extremität Abstand genommen. Ebenso werden Patienten mit Schmerzen im Bereich des rechten Rippenbogens nicht als Probanden ausgewählt.

4.4 Randomisierung / Verblindung

Die Gesamtheit von 16 Probanden wird in zwei Gruppen zu je acht Probanden aufgeteilt. Im Rahmen der Aufteilung wird versucht, zwei Gruppen mit möglichst gleichem Charakter zu generieren. Hierzu wird ein Matching-Verfahren angewendet, bei welchem aus den bekannten Charakteristika der einzelnen Probanden (Alter, Körpergröße und Gewicht) eine Rangordnung erzeugt wird. Dafür wird der BMI über die Formel $BMI = \text{Körpermasse}[\text{kg}] / \text{Körpergröße}[\text{m}]^2$ gebildet und dieser mit dem Lebensalter in Jahren multipliziert. Die errechneten Werte werden in aufsteigender Reihenfolge geordnet. Aus der hiermit gewonnenen Reihung werden die Gruppen so zugewiesen, dass der Proband mit dem niedrigsten Wert und der Proband mit dem höchsten Wert in die Gruppe A, der Proband mit dem zweitniedrigsten und dem zweithöchsten Wert in die Gruppe B zugeteilt werden. Dieses Schema wird für die restlichen Probanden ebenso angewandt. Abbildung 8 verdeutlicht den Ablauf.

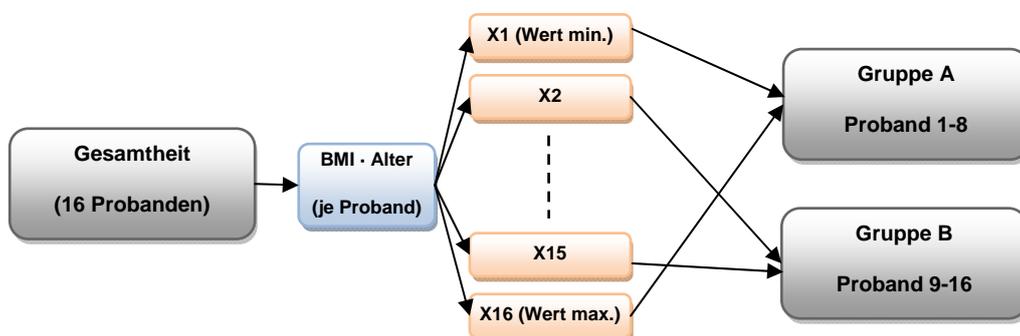


Abbildung 8: Schema des Matching-Verfahrens

Aufgrund der Versuchsanordnung, bei der weder die Probanden noch der die Messungen durchführende Mediziner (siehe 4.6.2 Messung) Kenntnis über die Gruppenzugehörigkeit haben, kann die Studie als doppelt blindiert beschrieben werden.

4.5 Messparameter

Als hauptinteressierende Variable wird in dieser Arbeit die Kapazität der Vena portae gewählt. Die Kapazität (KAP) errechnet sich aus dem Durchmesser (DIA) der Pfortader und der Geschwindigkeit (V) des Blutflusses im selbigen Gefäß. Laut Ignee et al. (2002) kann mit folgender Formel die Kapazität berechnet werden:

$$KAP = \frac{DIA^2 * \pi}{4} * V$$

Die Geschwindigkeit (V) wird in cm/s gemessen. Die Einheit für den Durchmesser ist cm. Daraus ergibt sich durch obige Formel ein Ergebnis für die Kapazität in ml/min.

4.6 An der Studiendurchführung beteiligte Personen

Um die Störvariablen möglichst gering zu halten, tritt der Studienautor im Rahmen der Studiendurchführung nicht in Erscheinung. Er ist lediglich im Hintergrund anwesend, um bei auftretenden Problemen eingreifen zu können.

4.6.1 Behandlung

Um mögliche Störfaktoren auszuschließen, werden die Behandlungstechniken sowohl für die Experimentalgruppe als auch für die Kontrollgruppe nicht vom Studienautor, sondern von einem anderen Osteopathen durchgeführt. Hier wird auf einen erfahrenen Osteopathen mit mehrjähriger Berufserfahrung und mit einer fünfjährigen Grundausbildung in Osteopathie zurückgegriffen, der mit den beiden Behandlungstechniken grundsätzlich vertraut ist und diese auch regelmäßig in seiner beruflichen Praxis einsetzt. Sowohl zu den Probanden als auch zu dem die Messungen durchführenden Facharzt gibt es seitens des Osteopathen weder ein familiäres noch bekanntchaftliches Verhältnis. Die genaue Anleitung zur Durchführung der Techniken wird dem behandelnden Osteopathen an einem Testprobanden direkt demonstriert, vom Studienautor kontrolliert und auch in schriftlicher Form mitgeteilt.

4.6.2 Messung

Die Messungen mit Doppler-Ultraschall werden von einem Facharzt für Innere Medizin durchgeführt, der sowohl durch Tätigkeiten an einer Klinik als auch durch Beschäftigung im niedergelassenen Bereich auf eine mehr als zwölfjährige Erfahrung bei derartigen Messungen zurückgreifen kann. In der Literatur findet man als Voraussetzung für die

qualitative Durchführung derartiger Messungen eine dreijährige Erfahrung als ausreichend (Seitz, 2006). Auch der Facharzt verfügt weder zu den Probanden noch zu den die Behandlungen durchführenden Osteopathen über ein familiäres bzw. bekanntschaftliches Verhältnis. Der Arzt wird vom Studienautor über das genaue Ziel der Studie nicht informiert und hat keinen Einblick in die jeweilige Gruppenzugehörigkeit der Probanden.

4.6.3 Koordination des Studienablaufs

Für die Koordinierung des Experiments wird eine weitere Person eingesetzt. Deren primäre Aufgabe besteht darin, an den jeweiligen Testtagen die Probanden zu empfangen, sie über den Studienablauf nochmals aufzuklären und die zeitliche Koordination des Ablaufes zu übernehmen. Es handelt sich um eine in Bezug auf den medizinischen Bereich fachfremde Person, die ebenfalls in keinem bekanntschaftlichen oder familiären Verhältnis zu den anderen an der Studie beteiligten Personen bzw. Probanden steht. Der Studienautor selber ist ebenfalls bei der Studiendurchführung anwesend, um im gegebenen Fall bei Problemen eingreifen zu können. Grundsätzlich hält er sich aber im Hintergrund und tritt während der Dauer des Experiments nicht in Interaktion mit den Untersuchern oder mit den Probanden.

4.7 Behandlung der Experimentalgruppe

Als Behandlungstechnik der Experimentalgruppe kommt eine Mobilisierungstechnik für die Leber, genauer als "entstauende" Behandlung der Leber von Barral & Croibier (2011) beschrieben, zur Anwendung.

Hierbei sitzt der Proband mit herabhängenden Beinen auf der Behandlungsliege und legt seine Hände auf den eigenen Oberschenkeln ab. Der Osteopath steht hinter dem Probanden und legt seine Finger der rechten Hand knapp links der rechten Darmkrümmung (Flexura coli dexter) und lateral des Randes des Musculus rectus abdominis ungefähr eine Handbreit unter dem Rippenbogenrand auf. Die Finger der linken Hand werden knapp rechts von der linken Mamillarlinie und rechts vom Ligamentum triangulare sinistrum unter die linke Leberhälfte geschoben.

Nun werden beide Hände in Verlaufsrichtung der A. hepatica nach rechts hinten und oben angehoben und dann etwa 20 Sekunden in dieser Endposition gehalten. Abbildung 9 zeigt diese Phase. Anschließend wird die aufgebaute Spannung wieder reduziert, und die Hände werden langsam vom Abdomen des Probanden gelöst.



Abbildung 9: Entstauende Behandlungstechnik der Leber, Endposition

4.8 Behandlung der Kontrollgruppe

Die Probanden der Kontrollgruppe wurden mit einer Dehnungsposition für den M. pectoralis major der rechten Seite behandelt. Hier wird die von Kendall, MacCreary, Provance, & Schierenberg (1998, S.176) beschriebene Ausgangsposition für die Studie leicht modifiziert.

Der Proband befindet sich nicht, wie bei Kendall et al. (1998, S.176) in Rückenlage, sondern ebenso wie die Probanden der Experimentalgruppe auf der Behandlungsliege in einer Sitzposition. Die Unterschenkel hängen locker herab. Die Handflächen werden auf den Oberschenkeln abgelegt. Der Untersucher befindet sich hinter dem Probanden und greift mit seiner rechten Hand dessen rechten Unterarm ellbogennahe, um den Arm unter 90 Grad Ellbogenflexion in eine rechtwinkelige Abduktionsstellung zu bringen. Der Unterarm des Probanden befindet sich in einer vertikalen Stellung.



Abbildung 10: Dehnungsposition für den Musculus pectoralis, Endposition

Nun führt der Untersucher eine horizontale Abduktion durch, bis der Proband ein ziehendes, nicht schmerzhaftes Gefühl im Bereich des M. pectoralis major angibt. Diese Position wird vom Untersucher für 20 Sekunden statisch beibehalten (Abbildung 10). Anschließend wird der rechte Arm des Probanden wieder passiv in die Ausgangsstellung zurückgeführt.

4.9 Das Messverfahren der Doppler-Sonografie

4.9.1 Validität und Reliabilität (Gold-Standard)

Als Messverfahren wird eine nicht invasive Variante der Messung der Kapazität der Vena Portae gewählt.

Die Messung mittels eines Duplex-Ultraschall Systems hat sich als eine Methode erwiesen, welche reliable Ergebnisse im Hinblick auf die Kapazität der Vena Portae liefert. Die Methode wird als schnell, reproduzierbar und als geeignete Option gesehen um nicht invasive Serienmessungen durchführen zu müssen (Brown et al., 1989).

Lafortune et al. (1998) sieht die sonografische Messung für das Blutflussvolumen als schwierig aber reliabel. Wichtig sei die Durchführung der Messung durch eine, das Messverfahren betreffend, erfahrene Person. Um grobe Messfehler zu vermeiden, müssen gewisse Grundsätze, die sich durch die physikalischen Eigenschaften des Blutflusses und seiner Messung, als auch durch die Physik der Doppler ergeben, eingehalten werden.

Die Reproduzierbarkeit der Messungen gilt als reliabel, sofern diese von einer Testperson durchgeführt werden. Es wird für die Messung des Blutflussvolumens der Vena Portae mittels Doppler-Ultraschall ein Intraobserver Intraclass Correlation Coefficient von 0.77 beschrieben und damit eine gute Reproduzierbarkeit attestiert (Iwao & Toyonaga, 1996).

4.9.2 Das Messgerät

Als Messgerät wird ein Ultraschallgerät der Firma "General Electric" mit der Typenbezeichnung "Vivid 3 PRO" verwendet.

Abbildung 11 zeigt ein Bild des verwendeten Messgerätes.



Abbildung 11: Messgerät "Vivid 3 PRO", Hersteller: General Electric

4.9.3 Durchführung der Messung

Die Probanden werden vor Beginn der Messung in Rückenlage positioniert. Betreffend die Ausgangsstellung gibt es in der Literatur unterschiedliche Sichtweisen. Auf der einen Seite wird eine Ausgangsstellung in Seitlage links als beste Variante beschrieben, um die Leberpforte über den interkostalen Zugang sonographisch zu beurteilen (Wermke, 2006, S.11). Auf der anderen Seite zeigen konkrete Messergebnisse, dass die Körperposition einen Einfluss auf die Durchflussmenge in der Vena Portae hat und dass diese Durchflussmenge in Rückenlage im Vergleich zur Sitzposition größer ist (Brown et al., 1989; Hsia et al., 2000; Ohnishi et al., 1985). Aufgrund dieser Aussage und der Präferenz des die Messungen durchführenden Internisten wird für die Studie die Rückenlage als Ausgangsstellung gewählt. In Abbildung 12 ist die Messsituation zu sehen.

Der Literatur folgend werden zu jedem Messzeitpunkt drei Messungen durchgeführt, bei denen versucht wurde, den Doppler-Winkel konstant bei kleiner gleich 40° zu halten (Wermke, 2006, S.11). Vor allem wird darauf geachtet, den Doppler-Winkel nicht über 60° zu steigern, um starke Abweichungen der Messergebnisse zu vermeiden (Brown et al., 1989).

Das Vorhandensein einer respiratorischen Modulation legt eine Messung in Atemstillstand nahe (Amann-Vesti, 2012, S.299). Dazu wird eine Mittelposition zwischen Ein- und Ausatmung gewählt, da es in forcierter Inspiration als auch in Expiration zu deutlichen Abweichungen der Strömungsgeschwindigkeit in der Vena portae kommt (Sugano, Yamamoto, Sasao, & Watanabe, 1999).

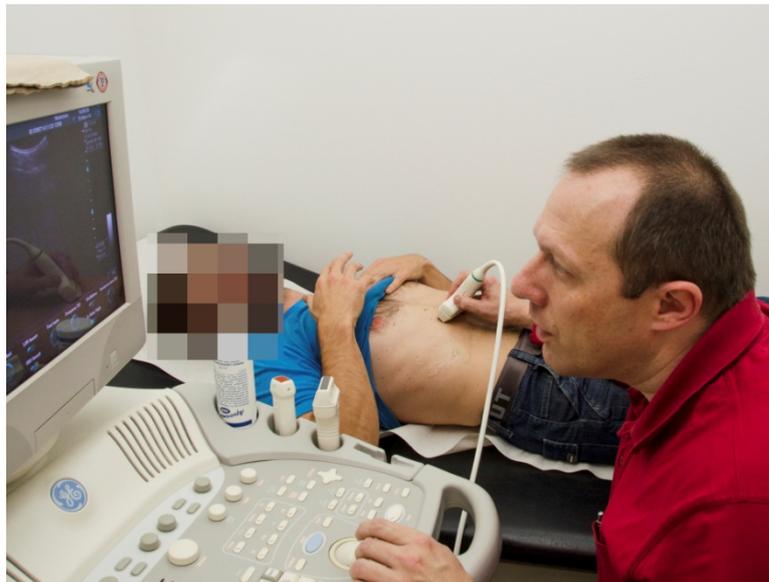


Abbildung 12: Messung mittels Doppler-Sonographie

4.10 Studienablauf

Die Studie wird mit einem Crossover Design durchgeführt, wobei die Probanden der Gruppe A zuerst als Experimentalgruppe und dann als Kontrollgruppe, die Probanden der Gruppe B erst als Kontroll- und dann als Experimentalgruppe behandelt werden. Einen genauen Überblick dazu gibt Abbildung 13.

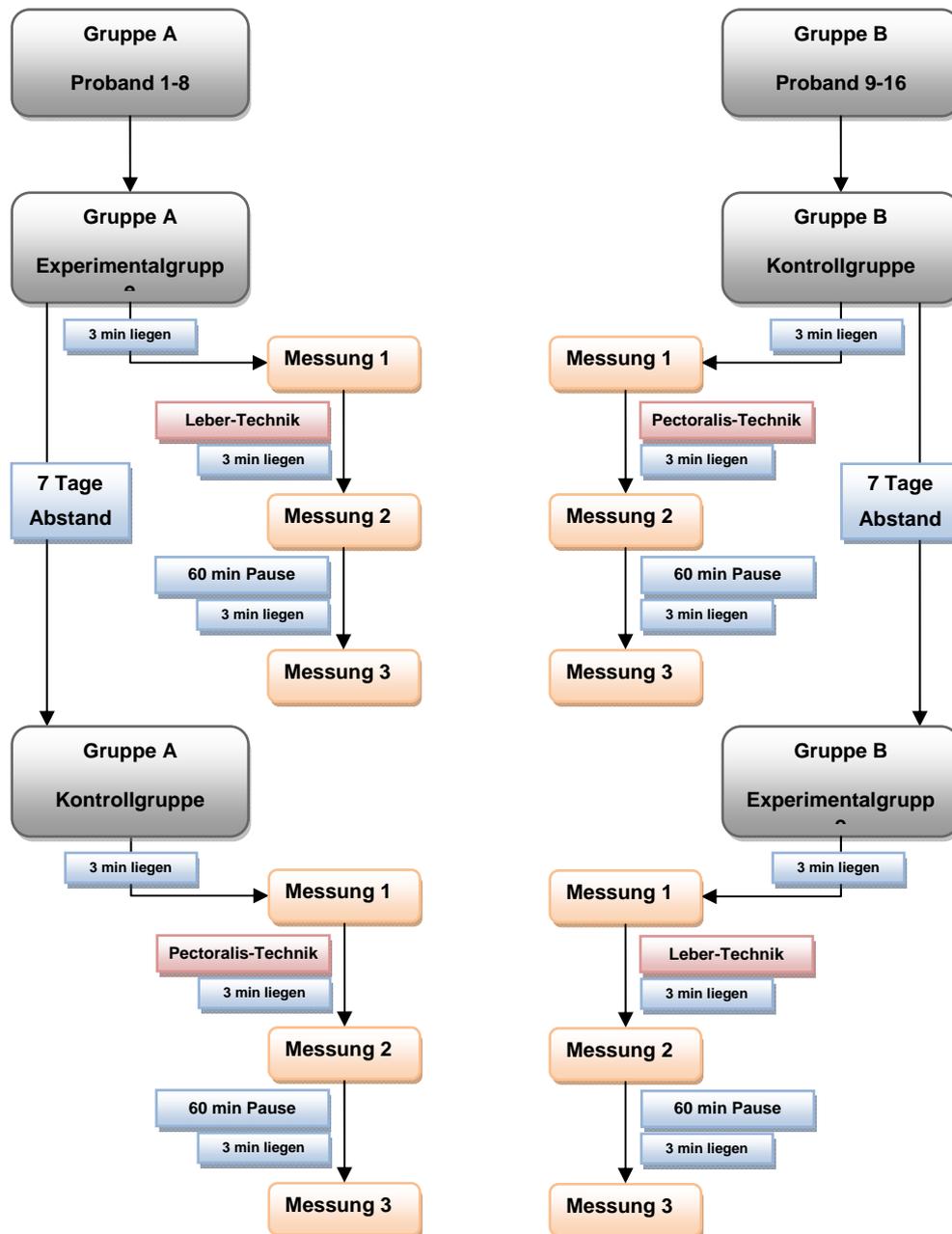


Abbildung 13: Flussdiagramm des Studienablaufs

4.10.1 Erhebungszeitpunkte und Intervalle

Die sechzehn Probanden werden in zwei Gruppen (A, B) aufgeteilt. Gruppe A partizipiert an der Studie zuerst als Experimental- und dann als Kontrollgruppe. Bei Gruppe B erfolgt diese Einteilung umgekehrt. Die Probanden werden in Hinblick auf ihre Gruppenzugehörigkeit blindiert. Die Phase zwischen den beiden Messtagen sollte sowohl bei Gruppe A als auch bei Gruppe B sieben Tage betragen, um etwaige Überhangeffekte zu verhindern. In der Literatur kann keine Richtlinie gefunden werden, wie lange das Zeitfenster zwischen den beiden Messtagen für eine derartige Untersuchung sein soll. Deshalb, und um Ausfälle von Probanden eher einzudämmen, wird hier aufgrund der Tatsache, dass als Messtag jeweils ausschließlich der Samstag in Frage kommt, auf eine weitere Ausdehnung des Zeitraumes auf 14 oder 21 Tage verzichtet.

Bei den Probanden beider Gruppen werden jeweils drei Messungen durchgeführt. Die erste Messung erfolgt nach einer dreiminütigen Ruhephase in Rückenlagen direkt vor der Behandlung. Durch Veränderungen der Körperposition kommt es zu einer Beeinflussung des Blutflusses der Vena portae (Hsia et al., 2000; Ohnishi et al., 1985). Deshalb wird eine Ruhephase eingeführt, in der sich der Proband in Rückenlage befindet, um etwaige Störungen zu minimieren. Nachdem in der Literatur keine Anhaltspunkte für die Zeitdauer einer derartigen Phase zu finden sind, wird die Zeitdauer mit drei Minuten definiert. Damit kommt es, den geplanten Testablauf betreffend, zu keinen zu starken zeitlichen Verzögerungen. Die zweite Messung erfolgt nach der Behandlung wieder im Abstand von drei Minuten, in denen sich der Proband erneut in Rückenlage befindet. Die dritte Messung findet nach einer Pausenzeit von 60 Minuten und einer erneuten Ruhepause in Rückenlage von 3 Minuten nach der zweiten Messung statt.

4.10.2 Dauer der Behandlung

Zwischen der ersten und zweiten Messung werden die Probanden der Experimentalgruppe mit einer sogenannten „entstauenden“ Behandlung der Leber, durchgeführt in einer sitzenden Position, behandelt (Barral & Croibier, 2011, S.221). Die eigentliche Dauer für diese Behandlungstechnik wird in der Literatur mit 20 Sekunden angegeben (Barral & Croibier, 2011, S.221). Für die Durchführung der Technik wird für die Positionierung des Patienten, den Aufbau der richtigen Griffanlage und die Durchführung der eigentlichen Technik eine Zeitdauer von drei Minuten veranschlagt. Die Probanden der Kontrollgruppe werden mit einer statischen Dehnungstechnik für den Pectoralis major der rechten Seite (Kendall, 1998, S.176) behandelt. Die Technik wird im Bezug auf die Ausgangsstellung soweit modifiziert, dass die Durchführung nicht in Rückenlage, sondern im Sitzen erfolgt. Die

Dauer der Dehnung wird ebenfalls 20 Sekunden gehalten, wobei wiederum für die gesamte Behandlungssequenz ein Zeitfenster von drei Minuten vorgesehen ist.

4.10.3 Beschreibung des praktischen Ablaufes des Experimentes

Die Messungen werden an vier aufeinander folgenden Samstagen durchgeführt. Die Probanden werden paarweise im zeitlichen Abstand von 90 Minuten zu dem vorherigen Probandenpaar bestellt. Diese Aufteilung ergibt sich aus den räumlichen Möglichkeiten und dem im Vorhinein zeitlich genau geplanten Testablauf. Vor Beginn der ersten Messung wird das jeweilige Probandenpaar durch den Studienkoordinator nochmals kurz über den geplanten Ablauf informiert. Dafür werden fünf Minuten anberaumt. Anschließend wird der erste Proband des Probandenpaares zur Erstmessung begleitet, wo eine Ruhezeit in Rückenlage von drei Minuten abgewartet wird, bevor der Arzt mit der Erstmessung beginnt. Dafür wird wiederum ein dreiminütiges Zeitfenster einkalkuliert. Danach wird der Proband im selben Raum vom Osteopathen mit der beschriebenen Technik behandelt. Auch hierfür werden drei Minuten vorgesehen. Unterdessen führt der Arzt im zweiten Behandlungsraum beim zweiten Probanden, welcher um drei Minuten später in den Ablauf der Studie startet, die Erstmessung durch. Anschließend wechseln der Arzt und der Osteopath wieder die Räume, und es wird beim ersten Probanden die Zweitmessung in dem wieder gleichen Zeitfenster von drei Minuten durchgeführt, währenddessen der Osteopath den zweiten Probanden des Paares behandelt. Dann wechselt der Arzt nochmals den Raum, um auch beim zweiten Probanden die Zweitmessung durchzuführen. Proband eins befindet sich zu dieser Zeit schon in der 60 minütigen Ruhephase, in der er sich im Behandlungsraum frei bewegen kann. Danach muß er wieder eine dreiminütige Ruhephase in Rückenlage einnehmen bevor der Arzt die dritte Messung durchführt. Der zweite Proband folgt diesem Vorgehen mit dreiminütiger Verzögerung. Nach Abschluss der Drittmessung beim zweiten Probanden startet das nächste Probandenpaar mit derselben Vorgehensweise in die Studie.

4.11 Datenverarbeitung und -auswertung

Für die Datenverarbeitung und -auswertung wird Microsoft® Office Excel® 2007 (Diagramme) und IBM® SPSS® Statistics Version 20 (deskriptive Statistik, Varianzanalyse, Tabellen) als Software verwendet.

Um statistisch zu beantworten, ob es durch die Intervention bei der Experimentalgruppe im Vergleich mit der Kontrollgruppe zu einer Erhöhung der Kapazität der Vena portae kommt, werden mehrere Verfahren angewendet.

Als Voraussetzung für die Auswahl weiterer Verfahren wird die Normalverteilung der Gruppen A und B betreffend des Faktors BMI-Alter als auch die Normalverteilung der Variablen (Kapazität, Durchmesser, Geschwindigkeit) mittels der Normalverteilungsprüfung nach Kolmogorov-Smirnov getestet.

Sofern nach dem Normalverteilungstest zulässig, werden durch eine deskriptive Analyse des Faktors BMI-Alter in Gruppe A und B als auch der Variablen "Kapazität", "Durchmesser" und "Geschwindigkeit" zu allen drei Messzeitpunkten die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet.

Zur Beantwortung der Hauptfrage wird eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung verwendet. Dieses Verfahren wird für die interessierende Variable "Kapazität" als auch für die Ursprungsparameter "Durchmesser" und "Geschwindigkeit" berechnet. Das Alpha-Niveau beträgt $\alpha = 0.05$. Paarweise Vergleiche werden als Folgetests ebenfalls mit einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0.05$ durchgeführt.

Zusätzlich wird mittels eines T-Tests für unabhängige Stichproben analysiert, ob es Unterschiede für die beiden Gruppen A und B in ihren jeweils ersten Kapazitätswerten gibt. Auch hier beträgt $\alpha = 0.05$.

5 Ergebnisse

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit der Auflistung und Beschreibung der Messergebnisse und der statistischen Auswertung derselben.

5.1 CONSORT Statement (Flussdiagramm)

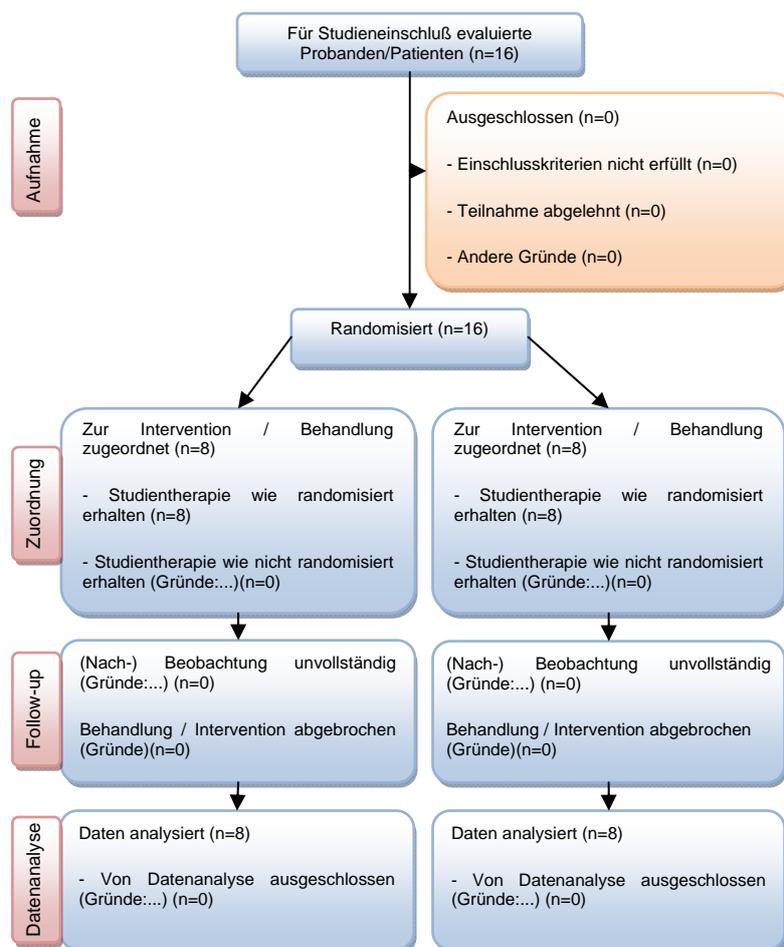


Abbildung 14: Flussdiagramm (Consort-Statement)

Das CONSORT Statement hat die Aufgabe, die Beschreibung von randomisierten, kontrollierten Studien zu verbessern und es damit den Lesern zu ermöglichen, die Durchführung einer Studie zu verstehen und die Validität der Ergebnisse zu beurteilen (Moher, Schulz, & Altman, 2004). Das hier verwendete überarbeitete Flussdiagramm zeigt in Abbildung 14 Informationen aus vier Studienabschnitten (Aufnahme, Zuordnung, Follow-Up und Auswertung). Es enthält die Anzahl der Studienteilnehmer für die Behandlungsgruppen, welche in die Datenanalyse einbezogen wurde.

5.2 Probandeneigenschaften

In Abbildung 15 sind die Boxplots für den Faktor BMI · Alter (siehe 4.4 Randomisierung / Verblindung) für Gruppe A und Gruppe B dargestellt. Hier ist eine weitgehend normal verteilte Situation anzunehmen.

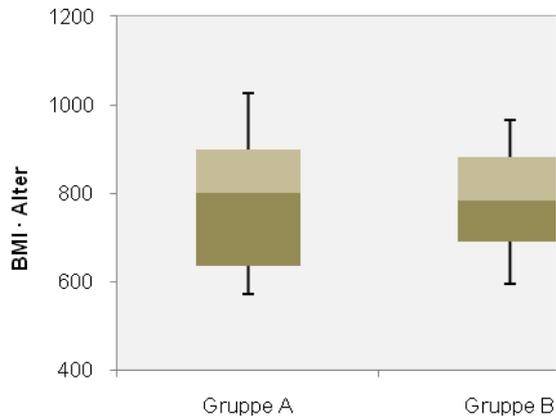


Abbildung 15: Boxplots (BMI · Alter), dargestellt für Gruppe A und B

Für die anschließende Normalverteilungsprüfung der Probanden für beide Gruppen mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests (KS-Test) wurde der für das Matching-Verfahren relevante Faktor (BMI · Alter) als Variable herangezogen.

Es lag sowohl für Gruppe A ($p= 0.47$) als auch für Gruppe B ($p= 0.39$) bei einem Signifikanzniveau von $\alpha= 0.05$ ein deutlich nicht signifikanter p-Wert vor, wodurch die Werte in Hinblick auf den Faktor BMI·Alter als normalverteilt angenommen wurden.

In Tabelle 1 sind die Ergebnisse dieses Verfahrens für die Gruppe A und Gruppe B tabellarisch dargestellt.

Tabelle 1: Normalverteilungsprüfung KS-Test "BMI · Alter"

Gruppe A		BMI · Alter
N		8
Normal Parameter	Mittelwert	780,00
	Standardabweichung	163,50
Kolmogorov-Smirnov Z		0,47
Asymp. Sig. (2-seitig)		0,98
Gruppe B		BMI · Alter
N		8
Normal Parameter	Mittelwert	780,00
	Standardabweichung	131,73
Kolmogorov-Smirnov Z		0,39
Asymp. Sig. (2-seitig)		1,00

5.3 Auswertung der Messvariablen

5.3.1 Normalverteilungsprüfung

Die Normalverteilung wurde mittels der Normalverteilungsprüfung nach Kolmogorov-Smirnov für die interessierende Variable "Kapazität" als auch für die Variablen "Geschwindigkeit" und "Durchmesser", getrennt für die beiden Bedingungen "Experimentalgruppe (E)" und "Kontrollgruppe (K)" bzw. für die drei Messungen, geprüft. Auf die Darstellung der dazupassenden Boxplots wurde an dieser Stelle verzichtet, da diese weiter unten im Rahmen der "deskriptiven Statistik" angeführt sind (siehe 5.3.2.2 Deskriptive Statistik).

5.3.1.1 Normalverteilungsprüfung "Kapazität"

Hier konnte für alle drei Messungen in beiden Bedingungen (Experimentalgruppe/Kontrollgruppe) keine Abweichung eines Parameters von der Normalverteilung festgestellt werden, wie in Tabelle 2 zu sehen ist. Die dazupassenden Boxplots sind weiter unten zu finden (siehe 5.3.2.2 Deskriptive Statistik).

Tabelle 2: Normalverteilungsprüfung Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest "Kapazität"

		E1 Kapazität Durchschnitt	E2 Kapazität Durchschnitt	E3 Kapazität Durchschnitt	K1 Kapazität Durchschnitt	K2 Kapazität Durchschnitt	K3 Kapazität Durchschnitt
N		16	16	16	16	16	16
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	675,24	717,67	701,78	692,38	646,03	662,70
	Standardabweichung	178,49	164,81	205,34	220,05	172,27	171,45
	Absolut	0,25	0,14	0,13	0,14	0,19	0,11
Extremste Differenzen	Positiv	0,18	0,14	0,11	0,14	0,19	0,11
	Negativ	-0,25	-0,08	-0,13	-0,11	-0,13	-0,08
Kolmogorov-Smirnov-Z		0,98	0,54	0,51	0,56	0,75	0,43
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		0,29	0,93	0,96	0,91	0,64	0,99

5.3.1.2 Normalverteilungsprüfung "Durchmesser"

Auch die Überprüfung des Parameters "Durchmesser" lieferte für die beiden Studiengruppen und die drei Messzeitpunkte keinen Hinweis auf eine Abweichung von der Normalverteilung. Tabelle 3 zeigt diese Auswertung. Die Boxplots dazu sind weiter unten angeführt (siehe 5.3.3.1 Deskriptive Statistik (Durchmesser)).

Tabelle 3: Normalverteilungsprüfung Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest "Durchmesser"

		E1 Ø Durchschnitt	E2 Ø Durchschnitt	E3 Ø Durchschnitt	K1 Ø Durchschnitt	K2 Ø Durchschnitt	K3 Ø Durchschnitt
N		16	16	16	16	16	16
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	1,02	1,00	1,00	0,99	1,00	0,99
	Standardabweichung	0,13	0,14	0,15	0,16	0,14	0,16
	Absolut	0,19	0,16	0,13	0,16	0,16	0,21
Extremste Differenzen	Positiv	0,18	0,12	0,07	0,15	0,10	0,13
	Negativ	-0,19	-0,16	-0,13	-0,16	-0,16	-0,21
Kolmogorov-Smirnov-Z		0,76	0,64	0,51	0,63	0,64	0,82
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		0,62	0,82	0,95	0,83	0,81	0,51

5.3.1.3 Normalverteilungsprüfung "Geschwindigkeit"

Der Parameter Geschwindigkeit zeigte ebenso im Hinblick auf die Normalverteilungsprüfung der Messwerte keine Ausprägungen, von denen auf eine nicht normalverteilte Situation geschlossen werden konnte. In Tabelle 4 ist die gesamte Auswertung dargestellt. Die dazu relevanten Boxplots sind weiter unten zu finden (siehe 5.3.3.3 Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit)).

Tabelle 4: Normalverteilungsprüfung Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest "Geschwindigkeit"

		E1 v Durchschnitt	E2 v Durchschnitt	E3 v Durchschnitt	K1 v Durchschnitt	K2 v Durchschnitt	K3 v Durchschnitt
N		16	16	16	16	16	16
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	13,62	15,31	14,74	14,80	13,72	14,25
	Standardabweichung	2,31	3,19	3,26	2,64	2,78	2,46
	Absolut	0,20	0,18	0,20	0,14	0,22	0,16
Extremste Differenzen	Positiv	0,20	0,18	0,20	0,14	0,22	0,16
	Negativ	-0,09	-0,13	-0,12	-0,10	-0,16	-0,13
Kolmogorov-Smirnov-Z		0,80	0,70	0,80	0,55	0,87	0,66
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		0,54	0,71	0,55	0,93	0,44	0,78

5.3.2 Hypothesenprüfung

In diesem Kapitel wird die interessierende Variable "Kapazität" überprüft.

Da nach dem vorangegangenen Kolmogorov-Smirnov Test zulässig, wurde zur Überprüfung eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit "Messwiederholung" als einem, und "Gruppe" als anderem Faktor als Verfahren gewählt. Dies sollte zeigen, ob es Unterschiede zwischen den Gruppen gibt, und ob Wechselwirkungen zwischen "Messzeitpunkt" und "Gruppe" auftreten, also ob etwaige Gruppenunterschiede zu allen Messzeitpunkten gleichartig bestehen bzw. ob etwaige Veränderungen zwischen den Messzeitpunkten in beiden Gruppen gleichartig verlaufen.

Ergänzend wurde mittels eines T-Tests für unabhängige Stichproben überprüft, ob sich die beiden Gruppen A und B in ihren jeweiligen Kapazitätswerten der Erstmessung unterscheiden.

5.3.2.1 Innersubjektfaktoren

Den drei Messzeitpunkten wurden jeweils zwei Bedingungen zugeordnet. Bedingung 1 beschreibt die durchschnittlich gemessene Kapazität der Vena Portae der Experimentalgruppe. Der Bedingung 2 ist der Durchschnitt der gemessenen Kapazität der Vena Portae der Kontrollgruppe zugeordnet.

In Tabelle 5 sind die Zuordnungen der einzelnen Messparameter zu den Ausprägungen der Faktoren "Messungen" und "Bedingungen" zu sehen.

Tabelle 5: Innersubjektfaktoren (Kapazität)

Messungen	Bedingungen	Abhängige Variable
1	1	E1_Kapazität_Durchschnitt
	2	K1_Kapazität_Durchschnitt
2	1	E2_Kapazität_Durchschnitt
	2	K2_Kapazität_Durchschnitt
3	1	E3_Kapazität_Durchschnitt
	2	K3_Kapazität_Durchschnitt

5.3.2.2 Deskriptive Statistik

Tabelle 6 zeigt die Mittelwerte (M), Standardabweichung (SD) und die Fallzahlen (n) je Messparameter.

Tabelle 6: Deskriptive Statistik (Kapazität)

	Mittelwert	Standardabweichung	N
E1_Kapazität_Durchschnitt	675,24	178,49	16
K1_Kapazität_Durchschnitt	692,38	220,05	16
E2_Kapazität_Durchschnitt	717,67	164,81	16
K2_Kapazität_Durchschnitt	646,03	172,27	16
E3_Kapazität_Durchschnitt	701,78	205,34	16
K3_Kapazität_Durchschnitt	662,70	171,45	16

Im Hinblick auf die Mittelwerte der Kapazität der Vena portae wurde bei der Auswertung ein Anstieg der Messwerte bei der Experimentalgruppe zwischen Messung 1 ($M= 675.24$ ml/min, $SD= 178.49$) und Messung 2 ($M= 717.67$ ml/min, $SD= 164.81$) bemerkt. Im Gegensatz dazu fällt der Wert bei der Kontrollgruppe zwischen der Erst- und Zweitmessung von 692.38 ml/min ($SD= 220.05$) auf 646.03 ml/min ($SD= 172.27$). Die Ergebnisse der Mittelwerte für alle drei Messzeitpunkte sind in Abbildung 16 dargestellt. Abbildung 17 und Abbildung 18 zeigen die dazugehörigen Boxplots.

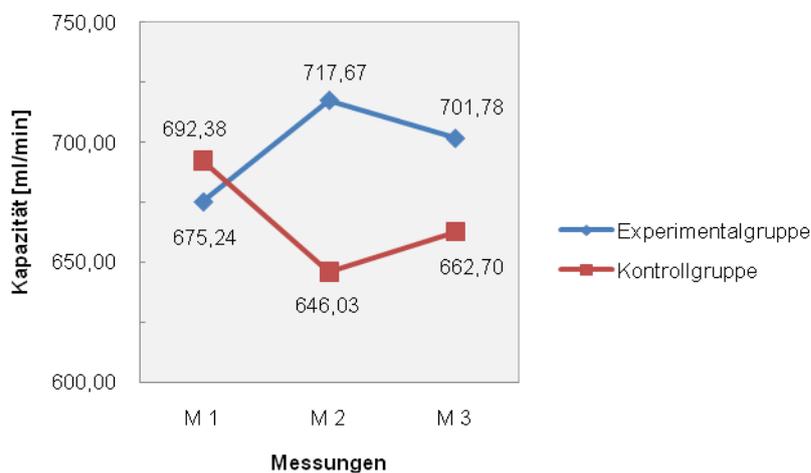


Abbildung 16: Mittelwerte der Kapazität [ml/min] der Vena Porta für beide Gruppen über die drei Messzeitpunkte hinweg

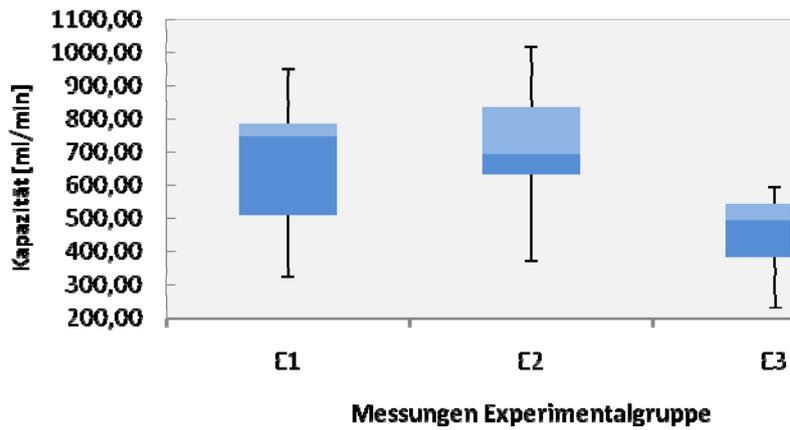


Abbildung 17: Boxplots der Kapazität [ml/min] der Vena portae für die drei Messungen der Experimentalgruppe

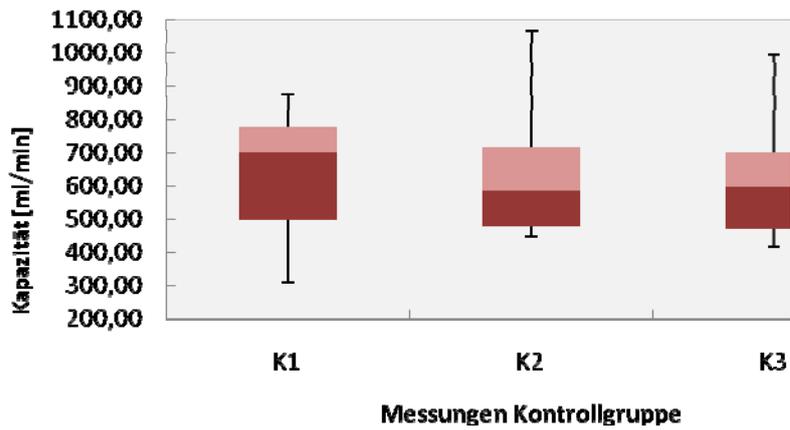


Abbildung 18: Boxplots der Kapazität [ml/min] der Vena portae für die drei Messungen der Kontrollgruppe

5.3.2.3 Varianzanalyse

Die Ergebnisse der zweifaktoriellen Varianzanalyse der Variablen "Kapazität" sind untenstehend angeführt.

Unterschiede zwischen den drei Messungen (über die Bedingungen hinweg) waren sowohl im Hinblick auf eine lineare Veränderung ($p= 0.95$) als auch auf eine u-förmige Veränderung ($p= 0.95$) nicht signifikant. Daraus ist zu sehen, dass es keine generelle Veränderung der Kapazität zwischen Messung 1, 2 und 3 gab.

Ein genereller Unterschied zwischen Experimental- und Kontrollgruppe (über die Messungen hinweg) konnte nicht festgestellt werden ($p= 0.42$).

Wechselwirkungen zwischen den Faktoren "Messungen" und "Bedingungen" wurden ebenso als nicht signifikant beschrieben. Hier konnte mit $p= 0.10$ allerdings ein Wert ermittelt werden, der nahe einer statistischen Tendenz zu liegen kommt. In Tabelle 7 sind die Ergebnisse zusammengefasst.

Tabelle 7: Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (Kapazität)

Quelle	Messungen	Bedingungen	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Messungen	Linear		39,42	1	39,42	0,01	0,95
	Quadratisch		29,34	1	29,34	0,01	0,95
Fehler(Messungen)	Linear		121629,90	15	8108,66		
	Quadratisch		97437,84	15	6495,86		
Bedingungen		Linear	23352,95	1	23352,95	0,68	0,42
Fehler(Bedingungen)		Linear	517508,66	15	34500,58		
Messungen * Bedingungen	Linear	Linear	12640,77	1	12640,77	1,68	0,21
	Quadratisch	Linear	19630,88	1	19630,88	3,02	0,10
	Linear	Linear	112609,38	15	7507,29		
Fehler(Messungen*Bedingungen)	Quadratisch	Linear	97581,79	15	6505,45		

Aus Gründen der Vollständigkeit wurde hier, trotz nicht signifikanter Werte, eine Analyse über paarweise Vergleiche nachgelegt. Hierbei konnten aber keine verwertbaren Unterschiede festgestellt werden. Die Tabellen dazu sind im Anhang zu finden (siehe 9.8 Statistik).

5.3.2.4 T-Test für unabhängige Stichproben

Hier wurde mittels T-Test für unabhängige Stichproben überprüft, ob Unterschiede für die beiden Gruppen A und B in ihren jeweils ersten Kapazitätswerten erkennbar sind. Genauer gesagt wurde geprüft, ob es einen Unterschied macht, wenn die Probanden, die als Experimentalgruppe gemessen werden, vorher schon als Kontrollgruppe partizipieren oder neu in die Studie einsteigen. Genauso wurde überprüft, ob Unterschiede bei den Probanden der Kontrollgruppe ermittelt werden können, abhängig davon, ob Sie vor der Erstmessung schon als Experimentalgruppe gemessen werden oder neu in die Studie einsteigen. Zusammenfassend gesprochen diente diese Auswertung zur Kontrolle, ob das Crossover Design der Studie Auswirkungen auf die Ergebnisse hat.

Bei dieser Auswertung kam es weder für die Bedingung "Experimentalgruppe" ($p= 0.67$) noch für die Bedingung "Kontrollgruppe" ($p= 0.37$) zu signifikanten Unterschieden. Tabelle 8 zeigt die Ergebnisse.

Tabelle 8: Gruppenstatistiken T-Test

	Gruppe	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
E1_Kapazität_Durchschnitt	A	8	695,05	188,19	66,54
	B	8	655,43	178,76	63,20
K1_Kapazität_Durchschnitt	A	8	744,13	256,81	90,80
	B	8	640,63	178,02	62,94
	T	df	Sig. (2- seitig)		
E1_Kapazität_Durchschnitt	0,43	14	0,67		
K1_Kapazität_Durchschnitt	0,94	14	0,37		

5.3.3 Zusätzliche Ergebnisse

Neben der Überprüfung der Variablen "Kapazität" wurden auch deren Ursprungsparameter "Geschwindigkeit" und "Durchmesser" einer Varianzanalyse unterzogen. Die Ergebnisse sind in diesem Kapitel aufgelistet. Auf die erneute Darstellung der Zuordnung der Messparameter zu den Ausprägungen der Faktoren "Messungen" und "Bedingungen" wurde hier aufgrund der Lesbarkeit verzichtet. Das Schema wurde, wie weiter oben für die Variable "Kapazität" dargestellt, übernommen (siehe 5.3.2.1 Innersubjektfaktoren).

5.3.3.1 Deskriptive Statistik (Durchmesser)

Tabelle 9 fasst die Auswertung der Faktoren Mittelwert und Standardabweichung für den Parameter "Durchmesser" zusammen.

Tabelle 9: Deskriptive Statistik (Durchmesser)

	Mittelwert	Standardabweichung	N
E1_Durchmesser_Durchschnitt	1,02	0,13	16
K1_Durchmesser_Durchschnitt	0,99	0,16	16
E2_Durchmesser_Durchschnitt	1,00	0,14	16
K2_Durchmesser_Durchschnitt	1,00	0,14	16
E3_Durchmesser_Durchschnitt	1,00	0,15	16
K3_Durchmesser_Durchschnitt	0,99	0,16	16

Bei der Überprüfung des Parameters "Durchmesser" wurden nur sehr geringe Veränderungen bemerkt. Der Mittelwert der Experimentalgruppe sank von 1.02 cm ($SD=0.13$) auf 1.00 cm ($SD=0.14$) beim Messzeitpunkt 2 und blieb mit 1.00 cm ($SD=0.15$) bei der dritten Messung weitgehend unverändert. Der gemittelte Durchmesser der Kontrollgruppe stieg vom Ausgangswert ($M=0.99$ cm, $SD=0.16$) bei der Zweitmessung auf 1.00 cm ($SD=0.14$) an, um dann beim dritten Messzeitpunkt wieder auf das Ausgangsniveau zu sinken. Abbildung 19 verdeutlicht diese Verläufe. In Abbildung 20 und Abbildung 21 sind die dazugehörigen Boxplots dargestellt.

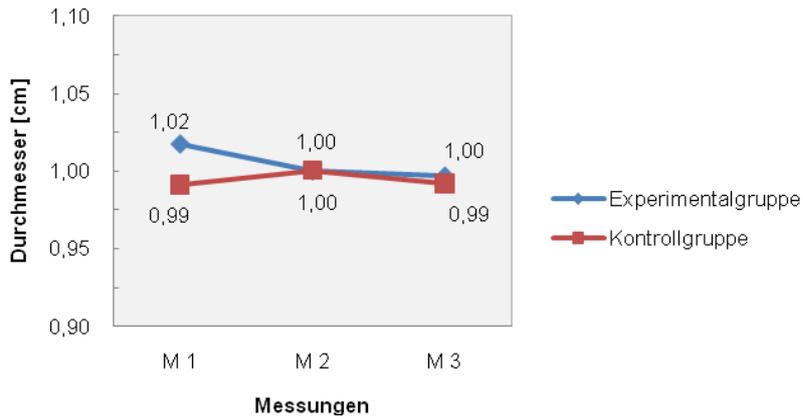


Abbildung 19: Mittelwerte des Durchmessers [cm] der Vena Porta für beide Gruppen über die drei Messzeitpunkte hinweg

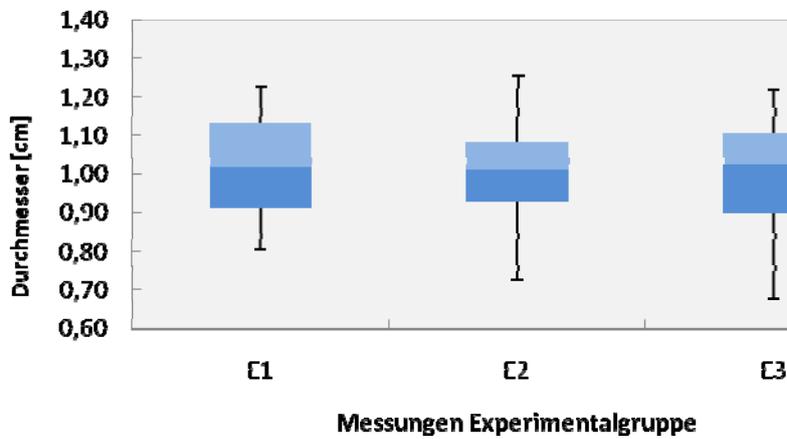


Abbildung 20: Boxplots des Durchmessers [cm] der Vena portae für die drei Messungen der Experimentalgruppe

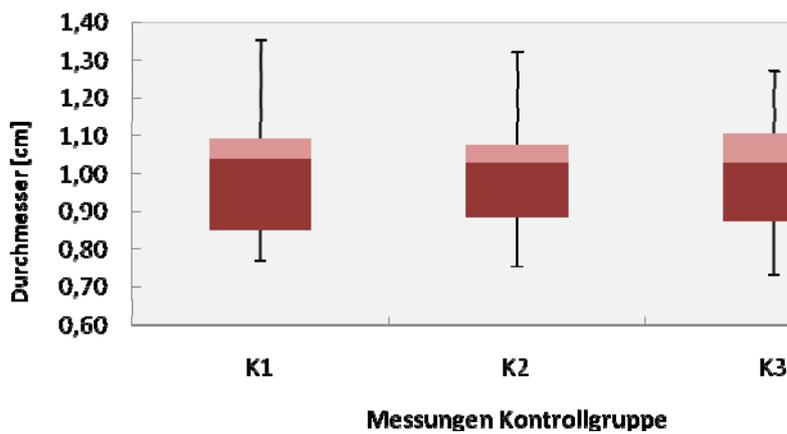


Abbildung 21: Boxplots des Durchmessers [cm] der Vena portae für die drei Messungen der Kontrollgruppe

5.3.3.2 Varianzanalyse (Durchmesser)

Der Faktor "Messungen" zeigte bei der Varianzanalyse des Parameters "Durchmesser" sowohl linear ($p= 0.49$) als auch quadratisch ($p= 0.92$) keine Signifikanz.

Auch der Faktor "Bedingungen" war mit $p= 0.73$ als nicht signifikant einzustufen.

Ein genereller Unterschied zwischen Experimental- und Kontrollgruppe (über die Messungen hinweg) konnte nicht festgestellt werden ($p= 0.42$).

Es konnten auch keine linear ($p= 0.34$) oder quadratisch ($p= 0.36$) signifikanten Wechselwirkungen zwischen den Faktoren "Messungen" und "Bedingungen" festgestellt werden. In Tabelle 10 sind die detaillierten Ergebnisse zu sehen.

Tabelle 10: Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (Durchmesser)

Quelle	Messungen	Bedingungen	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Messungen	Linear		0,00	1	0,00	0,50	0,49
	Quadratisch		0,00	1	0,00	0,01	0,92
Fehler(Messungen)	Linear		0,05	15	0,00		
	Quadratisch		0,03	15	0,00		
Bedingungen		Linear	0,00	1	0,00	0,13	0,73
Fehler(Bedingungen)		Linear	0,29	15	0,02		
Messungen * Bedingungen	Linear	Linear	0,00	1	0,00	0,96	0,34
	Quadratisch	Linear	0,00	1	0,00	0,89	0,36
Fehler(Messungen*Bedingungen)	Linear	Linear	0,03	15	0,00		
	Quadratisch	Linear	0,02	15	0,00		

Auch hier wurde aus Gründen der Vollständigkeit eine Analyse über paarweise Vergleiche durchgeführt. Hierbei konnten auch keine verwertbaren Unterschiede festgestellt werden. Die Tabellen dazu sind im Anhang (siehe 9.8 Statistik) beigelegt.

5.3.3.3 Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit)

Die Auswertung der Mittelwerte und der Standardabweichungen für den Parameter Geschwindigkeit ist in Tabelle 11 zu sehen.

Tabelle 11: Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit)

	Mittelwert	Standard- abweichung	N
E1_Geschw_Durchschnitt	13,62	2,31	16
K1_Geschw_Durchschnitt	14,80	2,64	16
E2_Geschw_Durchschnitt	15,31	3,19	16
K2_Geschw_Durchschnitt	13,72	2,78	16
E3_Geschw_Durchschnitt	14,74	3,26	16
K3_Geschw_Durchschnitt	14,25	2,46	16

Hier war zu bemerken, dass die gemittelte Geschwindigkeit des Blutflusses der Vena portae bei der Experimentalgruppe nach der Intervention (M1-M2) von 13.62 cm/s ($SD= 2.31$) auf 15.31 cm/s ($SD= 3.19$) ansteigt, wohingegen es zu einer Abnahme der Blutflussgeschwindigkeit bei der Kontrollgruppe von der Erst- zur Zweitmessung von 14.80 cm/s ($SD= 2.64$) auf 13.72 cm/s ($SD= 2.78$) kommt. Vom Messzeitpunkt 2 zu 3 zeigte sich bei der Experimentalgruppe eine Reduktion der Geschwindigkeit auf 14.74 cm/s ($SD= 3,26$). Bei der Kontrollgruppe stieg der Wert leicht auf 14.25 cm/s ($SD= 2,46$) an. Der Vergleich des Wertes des dritten Messzeitpunktes mit der Erstmessung ergab eine Steigerung der Geschwindigkeit bei der Experimentalgruppe und eine leichte Reduktion bei der Kontrollgruppe. Grafisch sind diese Ergebnisse in Abbildung 22 in einem Liniendiagramm dargestellt. Die dazugehörigen Boxplots sind in Abbildung 23 und Abbildung 24 zu sehen.

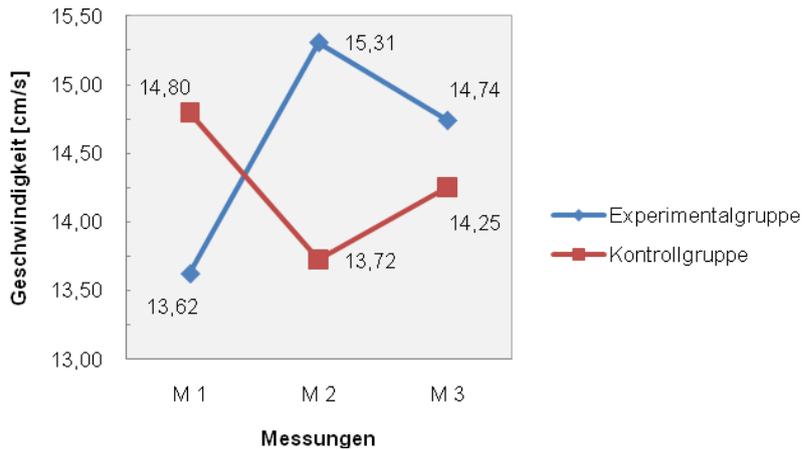


Abbildung 22: Mittelwerte der Geschwindigkeit [cm/s] des Blutflusses der Vena portae für beide Gruppen über die drei Messzeitpunkte hinweg

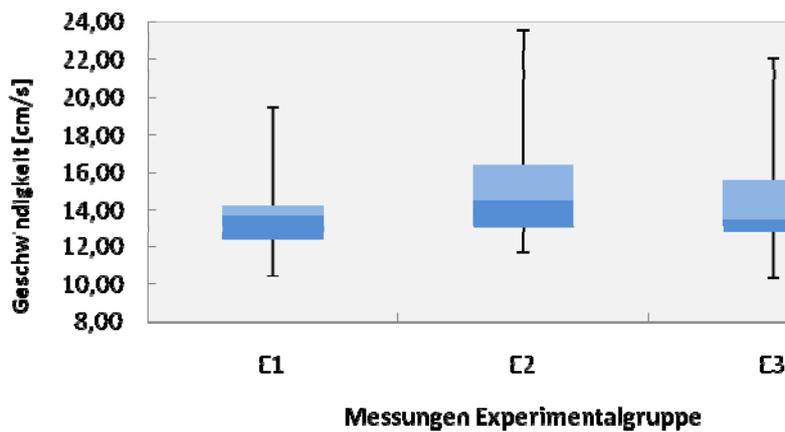


Abbildung 23: Boxplots der Geschwindigkeit [cm/s] der Vena portae für die drei Messungen der Experimentalgruppe

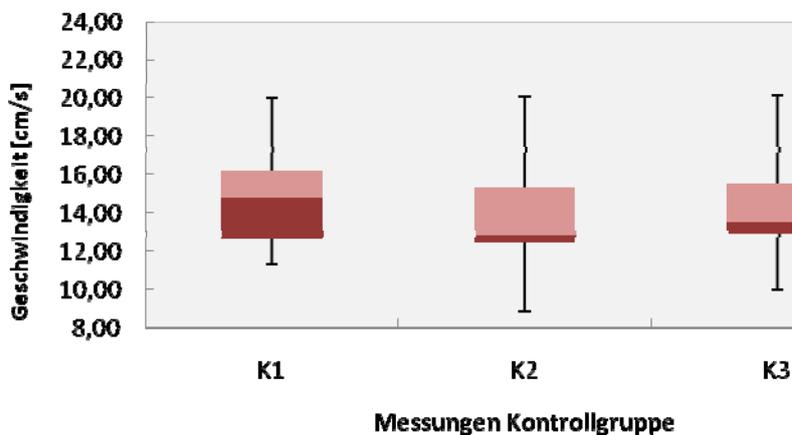


Abbildung 24: Boxplots der Geschwindigkeit [cm/s] der Vena portae für die drei Messungen der Kontrollgruppe

5.3.3.4 Varianzanalyse (Geschwindigkeit)

Drittens wurde eine Varianzanalyse des Parameters "Geschwindigkeit" durchgeführt. Hierbei konnte für den Faktor "Messungen" für lineare Veränderungen ($p= 0.39$) und für u-förmige Veränderungen ($p= 0.65$) keine Signifikanz ermittelt werden.

Ebenso kam es beim Faktor "Bedingungen" zu keiner signifikanten Veränderung ($p= 0.48$).

Bei der Überprüfung der Wechselwirkung zwischen den Faktoren "Messungen" und "Bedingungen" kam es, bei einem gewählten Signifikanzniveau von $\alpha= 0.05$ zu einem signifikanten Ergebnis. Bei der Überprüfung des linearen Bereichs zeigte sich ein p -Wert von 0.04. Im quadratischen Bereich wurde ein hochsignifikantes Ergebnis ermittelt ($p=0.003$). Die Ergebnisse sind in Tabelle 12 aufgelistet.

Tabelle 12: Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (Geschwindigkeit)

Quelle	Messungen	Bedingungen	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Messungen	Linear		1,30	1	1,30	0,77	0,39
	Quadratisch		0,57	1	0,57	0,21	0,65
Fehler(Messungen)	Linear		25,32	15	1,69		
	Quadratisch		40,06	15	2,67		
Bedingungen		Linear	2,16	1	2,16	0,52	0,48
		Linear	62,39	15	4,16		
Messungen * Bedingungen	Linear	Linear	11,06	1	11,06	5,36	0,04
	Quadratisch	Linear	19,75	1	19,75	12,63	0,003
Fehler(Messungen*Bedingungen)	Linear	Linear	30,98	15	2,07		
	Quadratisch	Linear	23,45	15	1,56		

Aufgrund der signifikanten Wechselwirkung wurden in Folge als Detailanalyse paarweise Vergleiche durchgeführt.

5.3.3.5 Paarweise Vergleiche (Geschwindigkeit)

Die paarweisen Vergleiche des Faktors "Messungen" ergaben keine signifikanten Unterschiede wie in Tabelle 13 zu sehen.

Tabelle 13: Paarweise Vergleiche der Messungen

(I)Messungen	(J)Messungen	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2	-0,31	0,46	1,00	-1,53	0,92
	3	-0,29	0,33	1,00	-1,16	0,59
	1	0,31	0,46	1,00	-0,92	1,53
2	3	0,02	0,31	1,00	-0,81	0,85
	1	0,29	0,33	1,00	-0,59	1,16
3	2	-0,02	0,31	1,00	-0,85	0,81

Der paarweise Vergleich der drei Messungen getrennt zwischen Bedingung 1 und 2 zeigte innerhalb von Bedingung 1 einen tendenziellen Unterschied zwischen Messung 1 und 2 ($p=0.07$). Zwischen Messung 1 und 3 oder 2 und 3 gab es keine signifikanten Unterschiede. Diesen Sachverhalt gibt Tabelle 14 wieder.

Tabelle 14: Paarweise Vergleiche der Messungen getrennt zwischen den Bedingungen

Bedingungen	(I)Messungen	(J)Messungen	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
						Untergrenze	Obergrenze
1	1	2	-1,68	0,67	0,07	-3,48	0,11
		3	-1,12	0,59	0,24	-2,71	0,48
		1	1,68	0,67	0,07	-0,11	3,48
	2	3	0,57	0,44	0,64	-0,61	1,74
		1	1,12	0,59	0,24	-0,48	2,71
		3	-0,57	0,44	0,64	-1,74	0,61
2	1	2	1,07	0,48	0,12	-0,22	2,36
		3	0,55	0,35	0,41	-0,39	1,48
		1	-1,07	0,48	0,12	-2,36	0,22
	2	3	-0,53	0,41	0,65	-1,62	0,57
		1	-0,55	0,35	0,41	-1,48	0,39
		3	0,53	0,41	0,65	-0,57	1,62

Bezug nehmend auf die Auswertung der Mittelwerte (siehe 5.3.3.3 Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit)) ist zu sehen, dass bei der Experimentalgruppe der Mittelwert zwischen Messung 1 und Messung 2, also vor und direkt nach der Intervention gemessen, von 13.62 cm/s ($SD= 2.31$) auf 15.31 cm/s ($SD= 3.19$) anstieg. Dies ist in Tabelle 15 dargestellt.

Tabelle 15: Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit), Messung 1 und 2, Experimentalgruppe

	Mittelwert	SD	Min	Max	N
E1_Geschwindigkeit	13.62	2.31	10.49	19.45	16
E2_Geschwindigkeit	15.31	3.19	11.71	17.46	16

Als Weiteres wurde ein paarweiser Vergleich der beiden Bedingungen getrennt zwischen den drei Messungen durchgeführt. Bei Messung 1 ($p= 0.03$) und bei Messung 2 ($p= 0.02$) unterschieden sich die Bedingungen signifikant. Messung 3 zeigte kein signifikantes Ergebnis. In Tabelle 16 ist die vollständige Auswertung zu sehen.

Tabelle 16: Paarweise Vergleiche der Bedingungen getrennt zwischen den Messungen

Messungen	(I)Bedingungen	(J)Bedingungen	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
						Untergrenze	Obergrenze
1	1	2	-1,17	0,49	0,03	-2,22	-0,13
	2	1	1,17	0,49	0,03	0,13	2,22
2	1	2	1,58	0,59	0,02	0,33	2,84
	2	1	-1,58	0,59	0,02	-2,84	-0,33
3	1	2	0,49	0,62	0,44	-0,83	1,81
	2	1	-0,49	0,62	0,44	-1,81	0,83

Im Kontext mit der Auswertung der Mittelwerte (siehe 5.3.3.3 Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit)) war zu sehen, dass der Mittelwert bei der Erstmessung der Experimentalgruppe ($M= 13.62\text{cm/s}$, $SD= 2.31$) etwas kleiner ist als der Wert der Erstmessung bei der Kontrollgruppe ($M= 14.90\text{cm/s}$, $SD= 2.64$). Zum zweiten Messzeitpunkt lag der Mittelwert der Experimentalgruppe bei $M=15.31\text{cm/s}$ ($SD= 3.19$), also deutlich höher als der Mittelwert der Kontrollgruppe ($M= 13.72\text{cm/s}$, $SD= 2.87$). In Tabelle 17 ist dieser Sachverhalt zu sehen.

Tabelle 17: Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit), Messung 1 und 2, Experimental- und Kontrollgruppe

	Mittelwert	SD	Min	Max	N
E1_Geschwindigkeit	13.62	2.31	10.49	19.45	16
K1_Geschwindigkeit	14.80	2.64	11.32	20.02	16
E2_Geschwindigkeit	15.31	3.19	11.71	17.46	16
K2_Geschwindigkeit	13.72	2.78	8.85	20.06	16

5.4 Ergebnisse und Forschungsfrage

Auf die Forschungsfrage (siehe 3 Forschungsfrage) bezugnehmend muß festgestellt werden, dass durch eine Mobilisierung der Leber mit einer osteopathischen Behandlungstechnik keine signifikante Erhöhung der Kapazität der Vena portae ermittelt werden konnte.

Deshalb muss die Alternativhypothese verworfen und die Nullhypothese angenommen werden.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Messergebnisse

im Folgenden wird, Bezug nehmend auf die vorhandenen Messergebnisse, eine Interpretation der selbigen vorgenommen.

6.1.1 Kapazität

Die hauptinteressierende Variable " Kapazität" zeigte im Rahmen der Deskriptiven Statistik einen deutlichen Unterschied im Verlauf der Mittelwerte der beiden Bedingungen. Hier konnte ein Anstieg der Messwerte in der Experimentalgruppe nach der Intervention beobachtet werden. Bei der Kontrollgruppe hingegen wurde ein Abfall der gemittelten Kapazität nach der Intervention festgestellt. Wodurch dies ausgelöst wurde, kann nicht weiter ermittelt werden. Bei den beiden Vorläuferstudien kam es nicht zu diesem Effekt (siehe 6.3.1 Kapazität). Ob die gewählte Behandlungstechnik der Kontrollgruppe daran Schuld trägt könnte durch ein verändertes Setting in einer Folgearbeit zu ermittelt werden (siehe 6.4.2 Änderungen im Bereich der Kontrollgruppe).

Im Rahmen der zweifaktoriellen Varianzanalyse allerdings konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Hier wurden weder generelle Signifikanzen oder Tendenzen zwischen den drei Messungen beobachtet, noch konnte ein genereller Unterschied zwischen der Experimentalgruppe und der Kontrollgruppe gezeigt werden. Lediglich der Bereich der Wechselwirkungen zeigte ein Ergebnis, welches mit $p= 0.10$ nahe an eine Tendenz heranreicht. Der Vollständigkeit halber durchgeführte paarweise Vergleiche konnten keine signifikanten Unterschiede aufzeigen.

Das Crossover Design der Studie (siehe 4.10 Studienablauf) wurde bewusst so gewählt, dass auswertbar ist, ob es Unterschiede für die Gruppen A und B in ihren jeweils ersten Kapazitätswerten gibt. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ermittelt werden. Dadurch kann darauf geschlossen werden, dass es in der konkreten Studie unerheblich war, welche Gruppenzugehörigkeit die Probanden bei Ihrer Erstmessung hatten. Damit ist bestätigt, dass die in ihrer Dauer ursprünglich wegen des Nichtvorhandenseins von Bezügen in der Literatur rein aufgrund der Machbarkeit der Studie gewählte Pausenzeit zwischen den Messtagen ausreichend lange war. Überhangeffekte konnten demnach nicht festgestellt werden.

6.1.2 Durchmesser

Interessant scheint, dass bei der Auswertung der Variablen "Durchmesser" im Bereich der Mittelwerte ein gegensätzlicher Verlauf im Hinblick auf die Veränderung von Erst- zu Zweitmessung im Vergleich mit der Variablen "Kapazität" zu erkennen war. Der Mittelwert sank hier bei der Experimentalgruppe dezent ab, während der bei der Kontrollgruppe sogar leicht anstieg. Weiter unten ist zu sehen, dass die Variable "Geschwindigkeit" zwischen Messung 1 und Messung 2 bei der Experimentalgruppe einen deutlichen Anstieg im Bereich der Mittelwerte zeigte (siehe 6.1.3 Geschwindigkeit).

Die Varianzanalyse brachte für die Variable "Durchmesser" keine signifikanten Ergebnisse.

6.1.3 Geschwindigkeit

Statistisch am auffälligsten zeigte sich die Variable "Geschwindigkeit". Nach der nachweisbaren Signifikanz ($p= 0.003$) im Hinblick auf die Wechselwirkungen der Faktoren "Messungen" und "Bedingungen", ermittelt durch die Varianzanalyse, wurden zusätzliche Verfahren angewendet. Bei diesen paarweisen Vergleichen wurden weitere Tendenzen bzw. signifikante Unterschiede gefunden.

Zum einen wurde ein tendenzieller Unterschied ($p= 0.07$) innerhalb der Experimentalgruppe zwischen der Erst- und Zweitmessung festgestellt. Hier konnte im Vergleich mit den Mittelwerten ein tendenzielles Ansteigen der Messwerte zwischen Erst- und Zweitmessung ermittelt werden.

Zum anderen war signifikant auffällig, dass sich Experimental- und Kontrollgruppe bei Messung 1 ($p= 0.03$) und bei Messung 2 ($p= 0.02$) unterscheiden. Die Mittelwerte zeigten einen höheren Messwert bei der Kontrollgruppe bei Messung 1, bei Messung 2 war dann der Mittelwert der Experimentalgruppe größer.

Neben der oben erwähnten, tendentiellen Signifikanz zwischen der Erst- und Zweitmessung der Experimentalgruppe ($p= 0.07$) muss hier auch angeführt werden, dass es im Bereich der Kontrollgruppe zu einem Absinken der Mittelwerte von Erst- zu Zweitmessung kam. Wodurch dies ausgelöst wurde, kann aus den vorliegenden Daten nicht weiter eruiert werden. Zur weiteren Überprüfung wäre ein geändertes Studiensetting sinnvoll (siehe 6.4 Ausblick auf zukünftige Arbeiten).

6.1.4 Deduktion

Die statistisch tendenziell erhöhte Blutflussgeschwindigkeit in der Vena portae bei der Experimentalgruppe nach der Intervention könnte ein Ergebnis der entstauenden Behandlungstechnik der Leber sein. Durch die zwar statistisch nicht signifikante, aber im Rahmen der Analyse der Mittelwerte doch sichtbare Reduktion des Durchmessers der Vena portae dürfte es zu keiner Signifikanz der Variablen "Kapazität" bei der Experimentalgruppe zwischen Erst- und Zweitmessung gekommen sein. Deshalb muss die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen werden (siehe 3 Forschungsfrage).

Über die Gründe für die Reduktion des Durchmessers der Vena Portae bei der Experimentalgruppe zwischen Erst- und Zweitmessung kann nur spekuliert werden. Aufgrund der physikalischen Grundsätze könnte angenommen werden, dass es zu einer Längenveränderung der Gefäßstruktur kam. Durch eine Verlängerung der Vena portae müsste sich das Gefäßlumen verringern. Als Grund für eine Verlängerung des Gefäßes könnte die spezielle Ausführung der gewählten Behandlungstechnik ins Feld geführt werden.

Das Anheben des Organs Leber in Längsrichtung der Arteria hepatica (und damit auch in Längsrichtung der Vena portae), wie es bei der Behandlungstechnik passiert (siehe 4.7 Behandlung der Experimentalgruppe), könnte eine gewisse Längsdehnung auf die Portalvene auslösen, die eventuell auch nach Ende der Behandlung durch eine veränderte, in diesem Fall leicht kranialisierte Position der Leber, persistieren könnte. Dadurch wäre eine Reduktion des Durchmessers erklärbar. Inwieweit dann die ja auffällige Steigerung der Blutflussgeschwindigkeit durch die Verringerung des Durchmessers der Vena portae zu Stande kommt, oder ob hierfür eventuell die entstauende Wirkung am Organ Leber eine Rolle spielt, kann in diesem Rahmen nicht weiter beurteilt werden.

Dem Faktor der möglichen Veränderung der Gefäße durch die gewählte Behandlungstechnik wurde vom Studienautor bei der Auswahl der Technik unter Umständen zu wenig Aufmerksamkeit geschenkt. Für eine Folgestudie wäre interessant, eine andere entstauende Lebertechnik zu wählen, bei der es zu keiner Positionsveränderung des Organs Leber in Bezug auf die zuführenden Gefäßen kommt (siehe 6.4 Ausblick auf zukünftige Arbeiten).

6.2 Diskussion der Methodologie

Es wurde eine explorative Studie durchgeführt, da aufgrund der geringen Fallzahlen und der fehlenden Fallzahlenberechnung keine konfirmatorische Studie zulässig war (siehe 4.2 Forschungsdesign).

Betreffend die Aussagekräftigkeit der Studie muss angeführt werden, dass durch die geringe Anzahl an Probanden ermittelte Signifikanzen mit einer gewissen Einschränkung zu beurteilen sind.

Die Zuteilung der Probanden über das gewählte Matching-Verfahren hat eine weitgehend homogene Ausgangssituation in beiden Gruppen geliefert (siehe 4.4 Randomisierung / Verblindung).

Die zeitliche Einteilung der Messungen (siehe 4.10 Studienablauf) kann, sowohl aufgrund des weitgehend reibungslosen Ablaufs während der Messungen als auch wegen der über die Statistik ermittelte Unbedenklichkeit etwaige Überhangeffekte betreffend (siehe 5.3.2.4 T-Test für unabhängige Stichproben), als passend beurteilt werden.

Die Mittelwerte zeigten bei allen drei Faktoren (Kapazität, Durchmesser, Geschwindigkeit) auch bei der Kontrollgruppe Veränderungen. Vor allem bei Betrachtung der Erst- und Zweitmessung ist auffällig, dass sich die Werte der Kontrollgruppe gegenläufig zu den Werten der Experimentalgruppe entwickelten. So sanken die Mittelwerte für die Kapazität und die Geschwindigkeit relativ stark ab, wogegen es bei der Experimentalgruppe zu einem deutlichen Anstieg kam. Bei der Variablen "Durchmesser" stieg der Mittelwert bei der Kontrollgruppe von Messung 1 zu Messung 2 an, bei der Experimentalgruppe fiel der Wert leicht ab. Hier stellt sich die Frage, ob und wie die gewählte Behandlungstechnik an der Kontrollgruppe Veränderungen hervorgerufen hat. Rein hypothetisch könnten natürlich die Bewegung des Armes und die Dehnposition des Musculus pectoralis über gewisse Verbindungen auch das Diaphragma und die Leber beeinflussen. In ein weiteren Studien wäre eine Veränderung dieses Settings anzudenken (siehe 6.4.2 Änderungen im Bereich der Kontrollgruppe).

6.3 Vergleich mit Vorläuferstudien

Hier sollen die Werte der drei Variablen "Kapazität", "Durchmesser" und "Geschwindigkeit" mit den Ergebnissen der Vorläuferstudien verglichen werden.

6.3.1 Kapazität

Im Hinblick auf die hauptinteressierende Variable "Kapazität" ist auffällig, dass die Ausgangswerte bei der Erstmessung bei dieser Studie unter dem Niveau der osteopathischen Vorläuferarbeiten von van Dun et al. (2008) und Halbeisen (2009) lagen. Der Normwertebereich für die Kapazität der Vena Portae bei Messung mit Doppler-Ultraschall erstreckt sich laut Ignee et al. (2002) von 503 ml/min bis zu 1066 ml/min. In diesem Spektrum waren auch die Kapazitätswerte dieser Arbeit gelegen.

Ein grundlegender Unterschied zwischen dieser Arbeit und den osteopathischen Vorarbeiten war die Position der Probanden während der Ultraschallmessung. Bei van Dun et al (2008) und Halbeisen (2009) wurde aufgrund der Seitlage während Behandlungs- und Placebotechnik auch für die Messung die Seitlage links gewählt. In der vorliegenden Arbeit wurden die beiden Behandlungstechniken im Sitzen durchgeführt. Also musste die Position für die Messung ohnehin verändert werden. Aufgrund der Routine des die Messungen durchführenden Facharztes und Empfehlungen in der Literatur (Schmidt & Becker, 2007) wurden in dieser Studie die Probanden während der Messung in Rückenlage positioniert.

Im Vergleich der Entwicklung der Messwerte von Messung 1 zu Messung 2 ist zu erkennen, dass in dieser Arbeit der Anstieg der Kapazität der Vena portae deutlich moderater ausfiel als bei van Dun et al. (2008) und Halbeisen (2009). Im Gegensatz zu den beiden Vorläuferarbeiten, wo es zu einer Behandlungstechnik im Zuflussbereich zur Vena portae bzw. im direkten Gefäßbereich derselben gekommen ist, wurde in der vorliegenden Studie der "Abflussbereich", also die Leber selbst, behandelt. Ob es dadurch zu einer veränderten Reaktion der Regulationsmechanismen der Leber im Hinblick auf ihre Durchblutung (siehe 2.1.2 Physiologie der Leberzirkulation) und damit der Kapazität der Vena portae kam, muss hier offen gelassen werden, könnte aber Thema einer Folgearbeit sein (siehe 6.4.4 Erweiterung der Messung).

Auffallend ist, dass es beim erneuten Vergleich mit den beiden Vorläuferstudien in dieser Arbeit im Bereich der Kontrollgruppe zu einem leichten Absinken des Mittelwerts der Kapazität von Erst- zu Zweitmessung kam. In den Arbeiten von van Dun et al. (2008) und Halbeisen (2009) kam es bei der jeweiligen Kontrollgruppe doch zu einem deutlichen Anstieg zwischen diesen zwei Messzeitpunkten. Während van Dun et al. (2008) für die Kontrollgruppe eine Dehnungstechnik für den Musculus iliopsoas der linken Seite wählte,

fürte Halbeisen (2009) eine unspezifische manuelle Kompression mittig am Abdomen durch. Diese beiden Techniken könnten nach Meinung des Studienautors in gewisser Weise den Abdominalraum beeinflussen. Eventuell hat die in dieser Arbeit gewählte Technik (siehe 4.8 Behandlung der Kontrollgruppe) einen anderen Einfluss auf die Kapazität der Vena portae. Hier wäre in einer etwaigen Folgearbeit eine zweite Kontrollgruppe ohne Intervention interessant (siehe 6.4.2 Änderungen im Bereich der Kontrollgruppe).

Abbildung 25 zeigt grafisch den Vergleich der Mittelwerte zwischen dieser Arbeit und den beiden Vorläuferarbeiten, die Kapazität der Vena portae betreffend.

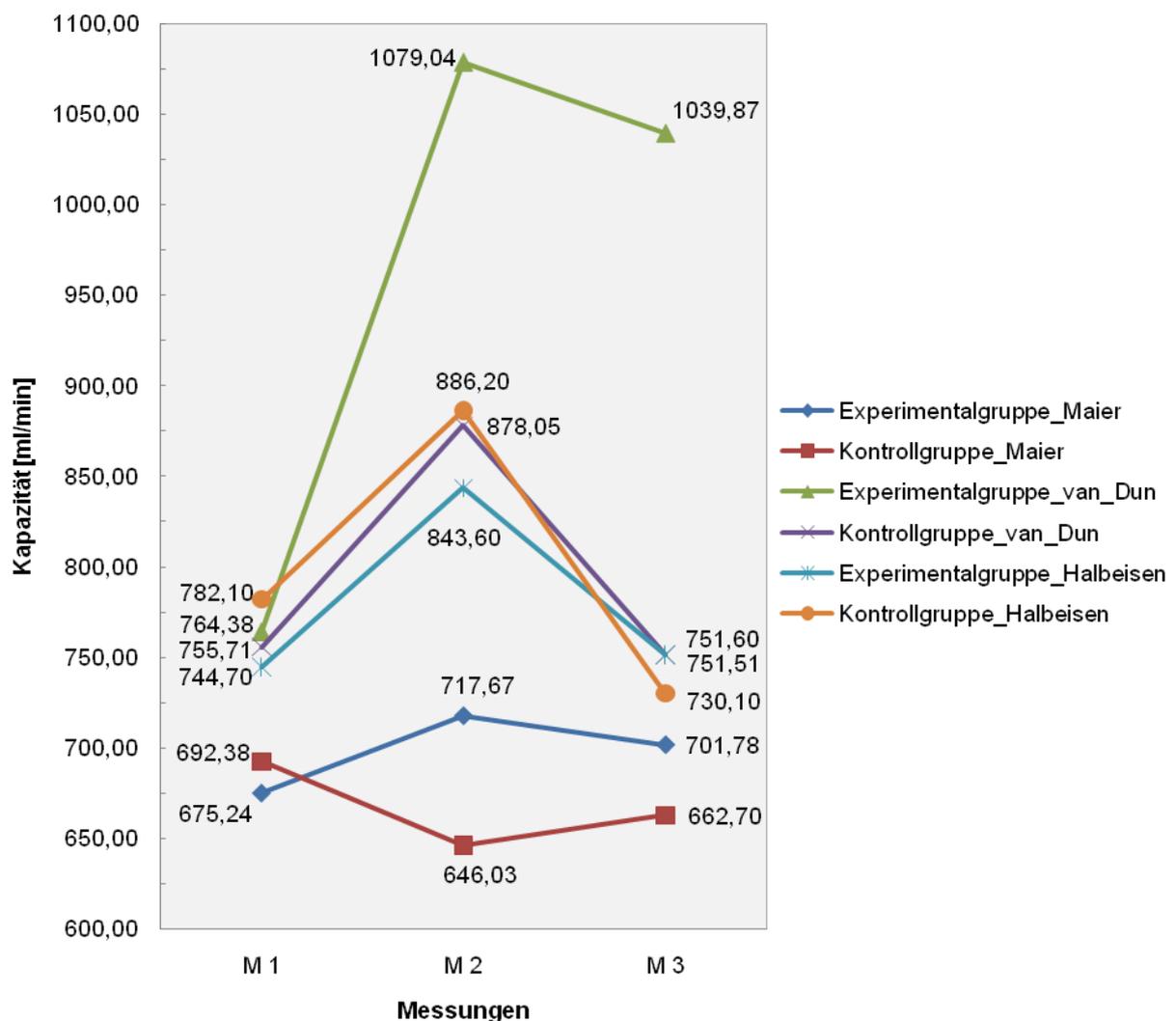


Abbildung 25: Vergleich der Mittelwerte der Variablen "Kapazität" mit den Vorläuferstudien von van Dun et al. (2008) und Halbeisen (2009)

6.3.2 Durchmesser

Im Hinblick auf die Variable "Durchmesser" zeigten sich bei der vorliegenden Arbeit im Vergleich mit den Vorläuferstudien kaum Veränderungen der Mittelwerte zwischen den drei Messungen. Dies galt sowohl für die Experimental- als auch für die Kontrollgruppe. Van Dun et al. (2008) maß deutlich größere Werte für den Durchmesser über alle drei Messungen hinweg. Die Mittelwerte von Halbeisen (2009) befanden sich hingegen in einem ähnlichen Bereich wie in dieser Studie. In der Literatur findet man Normwerte für den Mittelwert von Durchmessermessungen der Vena portae, welche sich zwischen 0.6 cm und 1.00 cm bewegen (Ignee et al., 2002). Die Werte dieser Studie bewegten sich in diesem Bereich, wenngleich sie an der oberen Grenze angesiedelt waren.

Abbildung 26 vergleicht die Mittelwerte des Durchmessers der Vena portae zwischen den interessierenden Studien.

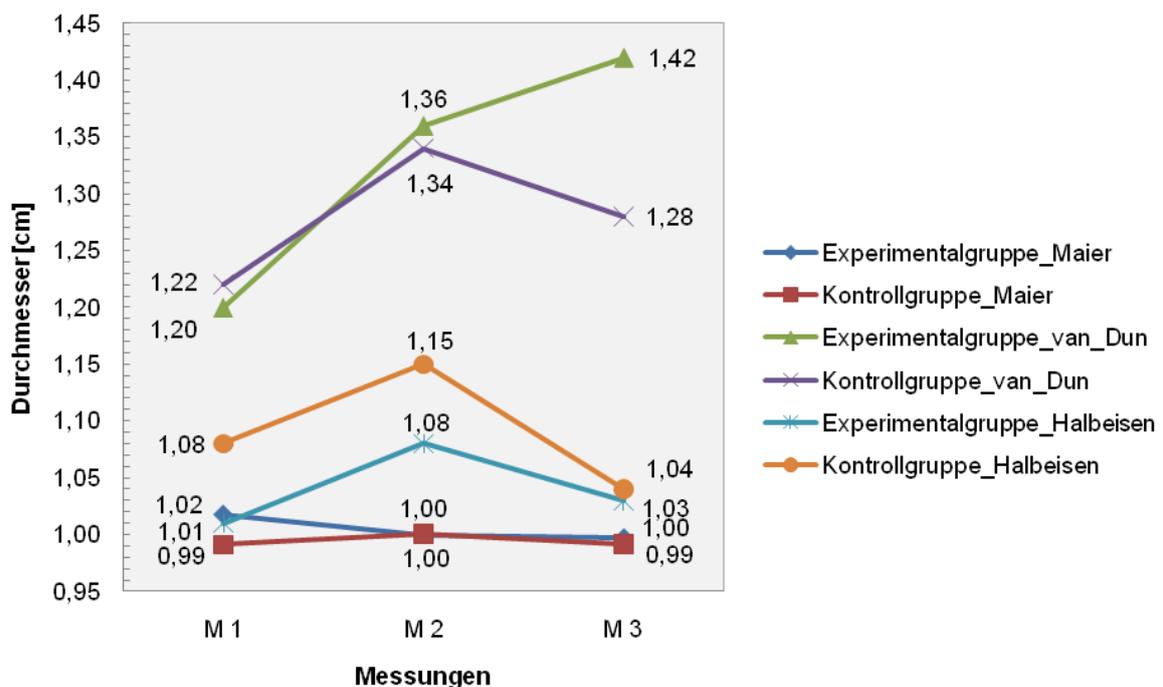


Abbildung 26: Vergleich der Mittelwerte der Variablen "Durchmesser" mit den Vorläuferstudien von van Dun et al. (2008) und Halbeisen (2009)

6.3.3 Geschwindigkeit

Bei der Variablen "Geschwindigkeit" zeigte sich in dieser Arbeit ein signifikanter Anstieg der Mittelwerte der Experimentalgruppe zwischen Messung 1 und Messung 2. Halbeisen (2009), der Werte in einer ähnlichen Höhe ermittelte, maß in der Experimentalgruppe einen Rückgang der Geschwindigkeit zwischen dem Messzeitpunkt vor und unmittelbar nach der Intervention. Die Mittelwerte von van Dun et al. (2008) lagen hier generell in einem niedrigeren Bereich. Ein Anstieg der Werte in der Experimentalgruppe zwischen Erst- und Zweitmessung konnte hier ebenfalls festgestellt werden. Verglichen mit den Werten für die Blutflussgeschwindigkeit in der Vena portae in anderen Studien waren die Werte dieser Arbeit im eher unteren Bereich angesiedelt. Man findet dazu einen Normbereich der Geschwindigkeit zwischen 13 cm/s und 22 cm/s (Ignee et al., 2002).

In Abbildung 27 sind die Mittelwerte der Blutflussgeschwindigkeit der Vena portae im Vergleich der drei osteopathischen Studien dargestellt.

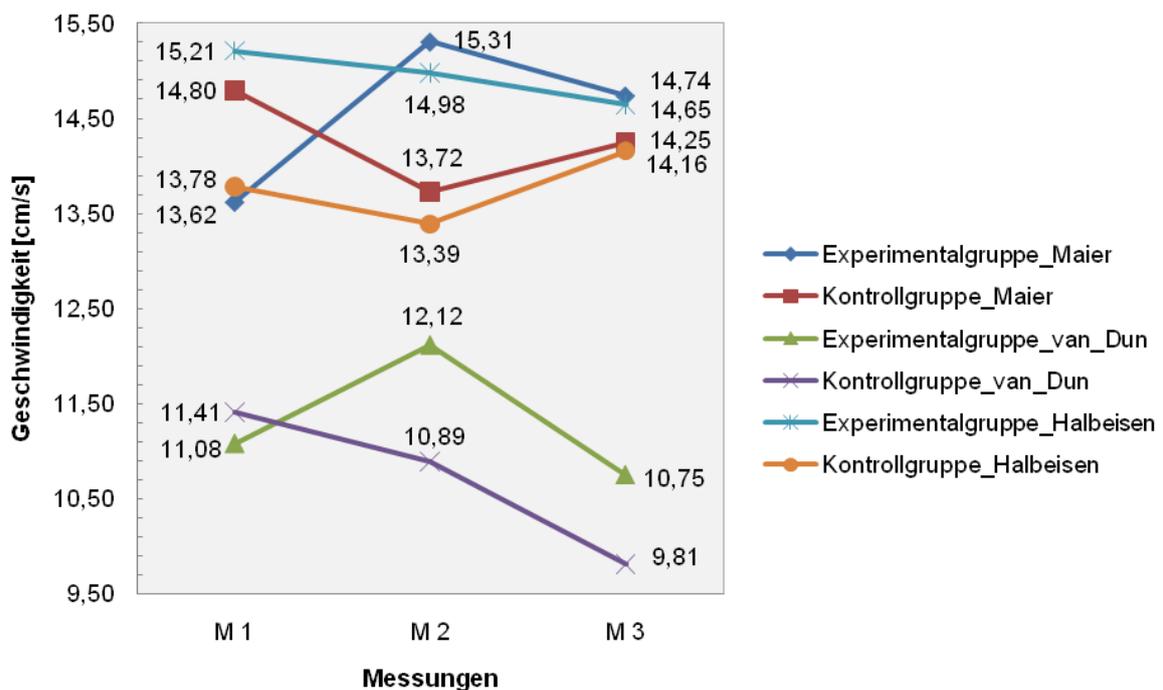


Abbildung 27: Vergleich der Mittelwerte der Variablen "Geschwindigkeit" mit den Vorläuferstudien von van Dun et al. (2008) und Halbeisen (2009)

6.4 Ausblick auf zukünftige Arbeiten

In diesem Punkt sollten Empfehlungen und Fragestellungen, welche sich aus dieser Arbeit ableiten lassen, umrissen werden.

6.4.1 Auswahl einer alternativen Behandlungstechnik

Aufgrund der unter Punkt 6.1.4 diskutierten Problematik betreffend die eventuelle Verringerung des Durchmessers der Vena portae durch die gewählte Behandlungstechnik, wäre in einer weiteren Arbeit die Auswahl einer alternativen Technik an der Leber interessant. Hier könnte z.B. die von Liem, Dobler, & Puylaert (2005) beschriebene "Kompression der Leber" als Alternativtechnik eingesetzt werden. Hierbei kommt es durch die Hände des Osteopathen zu einer sagittalen Kompression im Leberbereich. Dies dürfte nach Meinung des Studienautors im Vergleich mit der gewählten Behandlungstechnik weniger Einfluss auf eine kraniokaudale Bewegung der Leber und damit auf eine Längenveränderung der Vena portae haben.

6.4.2 Änderungen im Bereich der Kontrollgruppe

Um Störvariable im Bereich der Kontrollgruppe weiter einzudämmen könnte versucht werden, eine reine Scheinbehandlung, am besten durch eine berufsgruppenfremde Person, durchführen zu lassen (z.B. Hände an die Schultergürtel legen oder Ähnliches). Eine weitere Möglichkeit wäre, einen Studienaufbau mit zwei Kontrollgruppen zu wählen. Eine Gruppe könnte eine Behandlungstechnik ähnlich wie in dieser Arbeit erhalten. Eine dritte Gruppe könnte völlig ohne Intervention bleiben.

6.4.3 Erhöhung der Probandenanzahl

Zur Erhöhung der Aussagekraft der Arbeit wäre eine größere Anzahl an Probanden wünschenswert. Hierzu würde die Möglichkeit eines Studiensettings mit mehreren Studienautoren eine große Hilfe darstellen.

6.4.4 Erweiterung der Messung

Die Regulationsmechanismen der Leber im Hinblick auf ihre Durchblutung versuchen, den Blutzufluss konstant zu halten. Aufgrund dieser Tatsache wäre es interessant, in einer Folgearbeit nicht nur die Kapazität der Vena portae, sondern auch die Kapazitäten der Arteria hepatica und der Venae hepaticae zu messen. Dadurch könnten Auswirkungen auf die Zirkulation der Leber, die bei der vorliegenden Arbeit durch die Beschränkung auf die Vena portae eventuell im Dunkeln geblieben sind, sichtbar gemacht werden.

7 Konklusion

7.1 Zusammenfassung

Folgend wird die Studie in groben Zügen zusammengefasst, um einen kompakten Überblick der Arbeit zu geben.

7.1.1 Motivation

Nachdem in der osteopathischen Literatur immer wieder die Leber im Hinblick auf eine Behandlung als besonders wichtig und beachtenswert beschrieben wird ist die Motivation, eine Behandlungstechnik an diesem Organ durchzuführen, gegeben. Durch zwei osteopathische Vorläuferstudien beeinflusst und durch die gegebene Umsetzbarkeit ermöglicht, wird als Messverfahren zur Sichtbarmachung etwaiger Effekte auf eine Doppler-Ultraschall Messung des Blutflusses der Vena portae zurückgegriffen.

7.1.2 Ziel der Studie

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist festzustellen, ob es durch eine Mobilisation der Leber zu einer Erhöhung der Kapazität der Vena portae kommt. Die Ergebnisse sollen helfen, die möglichen Auswirkungen einer osteopathischen Behandlungstechnik zu beschreiben und weitere Fragestellungen im genannten Kontext zu ermöglichen.

7.1.3 Methodologie

Die Studie wird als explorative, experimentelle, kontrollierte, probanden- und untersucherverblindete Studie mit Crossover Design angelegt. In Summe 16 Probanden (n=16) werden über ein Matching-Verfahren in zwei Gruppen aufgeteilt. Beide Gruppen partizipieren an der Studie sowohl als Experimental- als auch als Kontrollgruppe.

Die Probanden der Experimentalgruppe werden mit einer Mobilisierungstechnik der Leber durch einen Osteopathen behandelt. An den Testpersonen der Kontrollgruppe wird eine Dehnungsposition des Musculus pectoralis major durchgeführt.

Die Kapazität der Vena portae wird zu drei Zeitpunkten durch einen Facharzt für Innere Medizin gemessen. Die Erstmessung passiert unmittelbar vor, die Zweitmessung direkt nach der Intervention. Im Abstand von einer Stunde wird anschließend die Drittmessung durchgeführt.

Als Messverfahren kommt eine nicht invasive Variante der Messung der Kapazität der Vena portae mittels eines Duplex-Ultraschall-Systems zum Einsatz.

7.1.4 Ergebnisse

Im Bezug auf die Kapazität und deren Veränderung konnte bei der Experimentalgruppe keine signifikante Erhöhung festgestellt werden. Auch der Vergleich der beiden Gruppen zeigte keine signifikanten Veränderungen. Statistisch wurden auch die beiden Ausgangsvariablen (Durchmesser der Vena portae, Blutflussgeschwindigkeit in der Vena portae), aus denen sich die Kapazität errechnet, selektiv ausgewertet. Nachdem beim Durchmesser keine Signifikanzen erkennbar waren, konnte bei der Geschwindigkeit eine signifikante Veränderung festgestellt werden. Hier kam es bei der Experimentalgruppe von der Erst- zur Zweitmessung zu einem deutlichen Anstieg der Blutflussgeschwindigkeit in der Vena portae.

7.2 Schlussfolgerung

Aufgrund der Ergebnisse der Studie muss festgestellt werden, dass die eingangs gestellte Forschungsfrage nicht statistisch signifikant untermauert werden kann. Durch eine entstauende Behandlung der Leber kann bei Messung der Kapazität der Vena portae mittels Doppler-Ultraschall keine signifikante Erhöhung abgeleitet werden. Die Signifikanz im Bereich der Erhöhung der Geschwindigkeit des Blutflusses in der Portalvene zeigt jedoch eine eventuelle Auswirkung der osteopathischen Behandlung. Weitere Untersuchungen wären notwendig.

7.3 Ausblick

In den Vorläuferstudien wie auch in dieser Arbeit kam es zu statistischen Signifikanzen. Diese Tatsache, als auch, dass diese Ergebnisse in unterschiedlichen Bereichen aufgetreten sind, sollte nach Meinung des Studienautors Anlass zu weiteren Forschungsansätzen sein.

Um den Bereich der Leber in Zusammenhang mit einer osteopathischen Behandlung weiter zu untersuchen wären Veränderungen in verschiedenen Bereichen des Studiensettings zielführend.

Die Erhöhung der Probandenanzahl stellt nach Meinung des Autors eine wesentliche Komponente dar. Dadurch könnte die Wertigkeit und Aussagekraft der Forschungsarbeit im Hinblick auf das Sichtbarmachen von Veränderungen am menschlichen Organismus durch osteopathische Behandlungstechniken gesteigert werden. Hierfür wäre aber die Möglichkeit der Bündelung von Ressourcen, im konkreten Fall die Zulassung mehrerer Studienautoren, ein probates Mittel.

8 Literaturverzeichnis

Amann-Vesti, B. (2012). *Kursbuch Doppler- und Duplexsonografie: 98 Tabellen* (3. Aufl.).

Stuttgart: Thieme.

Anderson, P., & Gibson, D. (1990). *Management of drinking problems. WHO regional publications. European series: no. 32*. Copenhagen: World Health Organization Regional Office for Europe.

Arosio, E., Marchi, S. de, Rigoni, A., Prior, M., & Lechi, A. (2006). Effects of smoking on cardiopulmonary baroreceptor activation and peripheral vascular resistance. *European Journal of Clinical Investigation*, 36(5), 320–325.

Asbeutah, A. M. (2013). Subject Body Mass Index Affects Doppler Waveform in Celiac Artery by Duplex Ultrasound. *The Open Cardiovascular Medicine Journal*, 7(1), 40–45.

Aumüller, G. (2010). *Anatomie* (2. Aufl.). Stuttgart: Thieme.

Barral, J.-P., & Mercier, P. (2005). *Lehrbuch der viszeralen Osteopathie Band 1* (2. Aufl.). München: Urban & Fischer.

Barral, J.-P., & Mercier, P. (2005). *Lehrbuch der Viszeralen Osteopathie Band 2* (2. Aufl.). München: Urban & Fischer.

Barral, J.-P., & Croibier, A. (2011). *Manipulation viszeraler Gefäße: Osteopathie in Theorie und Praxis* (1. Aufl.). München: Urban & Fischer.

Battaglia, S., Fachinetti, C., Draghi, F., Rapaccini, G. L., Matthaeis, N. de, Abbattista, T., & Busilacchi, P. (2010). Ultrasound examination of the liver: Variations in the vascular anatomy. *Journal of ultrasound*, 13(2), 49–56.

Behrends, J. C. (2010). *Physiologie: 93 Tabellen*. Stuttgart: Thieme.

Bircher, J. (1999). *Oxford textbook of clinical hepatology* (2nd ed.). Oxford medical publications. Oxford, New York: Oxford University Press.

Boyer, T. D., Manns, M. P., Sanyal, A. J., & Zakim, D. (2012). *Zakim and Boyer's hepatology: A textbook of liver disease* (6th ed). Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier.

- Brown, H. S., Halliwell, M., Qamar, M., Read, A. E., Evans, J. M., & Wells, P. N. (1989). Measurement of normal portal venous blood flow by Doppler ultrasound. *Gut*, 30(4), 503–509.
- Cardoso, J. E., Gautreau, C., Jeyaraj, P. R., Patrzalek, D., Cherruau, B., Vaubourdolle, M., . . . Houssin, D. (1994). Augmentation of portal blood flow improves function of human cirrhotic liver. *Hepatology*, 19(2), 375–380.
- Dancygier, H., & Allescher, H.-D. (2003). *Klinische Hepatologie: Grundlagen, Diagnostik und Therapie hepatobiliärer Erkrankungen ; mit 257 Tabellen*. Berlin: Springer.
- Eguchi, S., Yanaga, K., Sugiyama, N., Okudaira, S., Furui, J., Kanematsu, T. (2003). Relationship between portal venous flow and liver regeneration in patients after living donor right-lobe liver transplantation. *Liver Transplantation*, 9(6), 547–551.
- Finet, G., & Williame, C. (2000). *Treating visceral dysfunction: An osteopathic approach to understanding and treating the abdominal organs*. Portland, OR: Stillness Press.
- Haermeyer C., & Pott S. (2009). *Do osteopathic liver-decongestion techniques influence the flow rate of the hepatic veins measurably?* (Diplomarbeit). Akademie für Osteopathie, Deutschland.
- Halbeisen, H. (2009). *The Influence of a Mobilisation of the Lesser Omentum on the Capacity of the Portal Vein, Measured with Echo-Doppler* (Master Thesis). Donau Universität, Krems.
- Hebgen, E. (2008). *Viszeralosteopathie - Grundlagen und Techniken: 1 Tabelle* (3. Aufl.). Stuttgart: Hippokrates-Verlag.
- Hsia, T. Y., Khambadkone, S., Redington, A. N., Migliavacca, F., Deanfield, J. E., & Leval, M. R. de. (2000). Effects of respiration and gravity on infradiaphragmatic venous flow in normal and Fontan patients. *Circulation*, 102(19), 148-153.
- Huck, K. (2005). *Kursbuch Doppler- und Duplexsonographie: Nach den Richtlinien der DEGUM und der KBV*. Stuttgart: Thieme.

- Ignee, A., Gebel, M., Caspary, W. F., & Dietrich, C. F. (2002). Duplexsonographie der Lebergefäße - eine Übersicht. *Zeitschrift für Gastroenterologie*, 40(1), 21–32.
- Iwao, T., & Toyonaga, A. (2008). Echo-Doppler measurements of portal vein and superior mesenteric artery blood flow in humans: Inter- and intra-observer short-term reproducibility. *Journal of Gastroenterology and Hepatology*, 11(1), 40-46.
- Keiding, S., & Sørensen, M. (2012). *Functional molecular imaging in hepatology*. Sharjah, Bentham Science Publishers.
- Kendall, F. P., MacCreary, E. K., Provance, P. G., & Schierenberg, C. (1998). *Muskeln: Funktionen und Tests* (4rd ed.). München: Urban & Fischer.
- Lafortune, M., Patriquin, H., Burns, P. N., & Dausatz, M. (1998). Doppler sonographic measurement of portal venous flow: what went wrong? *Radiology*, 206(3), 844–846.
- Lautt, W. W. (2007). Regulatory processes interacting to maintain hepatic blood flow constancy: Vascular compliance, hepatic arterial buffer response, hepatorenal reflex, liver regeneration, escape from vasoconstriction. *Hepatology research : the official journal of the Japan Society of Hepatology*, 37(11), 891–903.
- Lautt, W. W. (2010). *Hepatic circulation: Physiology and pathophysiology. Colloquium series on integrated systems physiology*. San Rafael, CA: Morgan & Claypool Life Sciences.
- Liem, T., Dobler, T. K., & Puylaert, M. (2005). *Leitfaden Viszerale Osteopathie* (1st ed.). München: Elsevier.
- Meert, G. F. (2007). *Das venöse und lymphatische System aus osteopathischer Sicht: Thorax, Abdomen, Becken, Extremitäten* München: Urban & Fischer.
- Moher, D., Schulz, K., & Altman, D. (2004). Das CONSORT Statement: Überarbeitete Empfehlungen zur Qualitätsverbesserung von Reports randomisierter Studien im Parallel-Design. *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 129(3), 16-20.

- Ohnishi, K., Saito, M., Nakayama, T., Iida, S., Nomura, F., Koen, H., & Okuda, K. (1985). Portal venous hemodynamics in chronic liver disease: effects of posture change and exercise. *Radiology*, *155*(3), 757–761.
- Ohtani, O., & Ohtani, Y. (2008). Lymph Circulation in the Liver. *The Anatomical Record: Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology*, *291*(6), 643–652.
- Pozniak, M., & Allan, P. (2013). *Clinical doppler ultrasound* (3rd ed.). London: Churchill Livingstone.
- Sabba, C., Ferraioli, G., Sarin, S. K., Lerner, E., Groszmann, R. J., & Taylor, K. J. (1990). Feasibility spectrum for Doppler flowmetry of splanchnic vessels. In normal and cirrhotic populations. *Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, *9*(12), 705–710.
- Schmidt, G., & Becker, D. (2007). *Kursbuch Ultraschall: Nach den Richtlinien der DEGUM und der KBV* (5. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Schmidt, S., Demartines, N., Soler, L., Schnyder, P., & Denys, A. (2008). Portal vein normal anatomy and variants: implication for liver surgery and portal vein embolization. *Seminars in interventional radiology*, *25*(2), 86–91.
- Seitz, K. (2006). Zur Qualität der Oberbauchsonographie. *Ultraschall in der Medizin*, *27*(3), 217–219.
- Shneider, B. L., Abel, B., Haber, B., Karpen, S. J., Magee, J. C., Romero, R., . . . Sokol, R. J. (2012). Portal Hypertension in Children and Young Adults With Biliary Atresia. *Journal of Pediatric Gastroenterology and Nutrition*, *55*(5), 567–573.
- Skandalakis, J. E., Skandalakis, L. J., Skandalakis, P. N., & Mirilas, P. (2004). Hepatic surgical anatomy. *The Surgical clinics of North America*, *84*(2), 413-435.
- Sobotta, J., Paulsen, F., & Waschke, J. (2010). *Atlas der Anatomie des Menschen* (23. Aufl.). München: Urban & Fischer.

- Sugano, S., Yamamoto, K., Sasao, K.-i., & Watanabe, M. (1999). Portal venous blood flow while breath-holding after inspiration or expiration and during normal respiration in controls and cirrhotics. *Journal of Gastroenterology*, 34(5), 613–618.
- Teichgräber U. K., Gebel, M., Benter, T., & Manns, M.P. (1997). Effect of respiration, exercise, and food intake on hepatic vein circulation., 16(8), 549–554.
- van Dun, P., Dobbelaere, E., Dillies, P., Inghelbrecht, F., van Eeghem, P., Steyaert, L., . . . Rosseel, Y. (2008). Influence of a mobilization of the mesentery on the hepatic portal vein capacity measured with doppler echo. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 11(4), 160–161.
- Wakui, N., Takayama, R., Matsukiyo, Y., Kamiyama, N., Kobayashi, K., Mukozu, T., . . . Sumino, Y. (2013). Arrival time parametric imaging of the hemodynamic balance changes between the hepatic artery and the portal vein during deep inspiration, using Sonazoid-enhanced ultrasonography: A case of Budd-Chiari syndrome. *Experimental and therapeutic medicine*, 6(1), 15–21.
- Wermke, W. (2006). *Sonographische Differenzialdiagnose Leberkrankheiten: Lehrbuch und systematischer Atlas ; Grauwertbild, Farb-/Power-Doppler, Gepulster Doppler, Echosignalverstärker*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- Zoli, M., Magalotti, D., Bianchi, G., Gueli, C., Orlandini, C., Grimaldi, M., & Marchesini G. (1999). Total and functional hepatic blood flow decrease in parallel with ageing. *Age and Ageing*, 28(1), 29–33.

9 Anhang A

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Aufteilung der Leber in acht Segmente durch vier gedachte Ebenen (modifiziert nach Boyer et al., 2012, S.5).....	5
Abbildung 2: Aufspaltungsvarianten der Arteria hepatica sinistra und deren Häufigkeiten (modifiziert nach Skandalakis et al., 2004).....	6
Abbildung 3: Lebersinusoide (eigene Darstellung).....	10
Abbildung 4: "HABR" Regelungsmechanismus (eigene Darstellung)	12
Abbildung 5: Hepatorenaler Reflex (eigene Darstellung)	13
Abbildung 6: Lebermotilität (modifiziert nach Barral & Mercier, 2005a, S.81).....	16
Abbildung 7: Duplex System, kombiniert B-Mode und einen Dopplerstrahl mit veränderbarer Position im B-Mode Messfeld. (modifiziert nach Pozniak & Allan, 2013, S.4).....	1
Abbildung 8: Schema des Matching-Verfahrens	1
Abbildung 9: Entstauende Behandlungstechnik der Leber, Endposition.....	1
Abbildung 10: Dehnungsposition für den Musculus pectoralis, Endposition	1
Abbildung 11: Messgerät "Vivid 3 PRO", Hersteller: General Electric	1
Abbildung 12: Messung mittels Doppler-Sonographie	1
Abbildung 13: Flussdiagramm des Studienablaufs	1
Abbildung 14: Flussdiagramm (Consort-Statement)	1
Abbildung 15: Boxplots (BMI · Alter), dargestellt für Gruppe A und B.....	38
Abbildung 16: Mittelwerte der Kapazität [ml/min] der Vena Porta für beide Gruppen über die drei Messzeitpunkte hinweg	42
Abbildung 17: Boxplots der Kapazität [ml/min] der Vena portae für die drei Messungen der Experimentalgruppe	43
Abbildung 18: Boxplots der Kapazität [ml/min] der Vena portae für die drei Messungen der Kontrollgruppe.....	43
Abbildung 19: Mittelwerte des Durchmessers [cm] der Vena Porta für beide Gruppen über die drei Messzeitpunkte hinweg	47
Abbildung 20: Boxplots des Durchmessers [cm] der Vena portae für die drei Messungen der Experimentalgruppe	47
Abbildung 21: Boxplots des Durchmessers [cm] der Vena portae für die drei Messungen der Kontrollgruppe.....	47
Abbildung 22: Mittelwerte der Geschwindigkeit [cm/s] des Blutflusses der Vena portae für beide Gruppen über die drei Messzeitpunkte hinweg	50

Abbildung 23: Boxplots der Geschwindigkeit [cm/s] der Vena portae für die drei Messungen der Experimentalgruppe	50
Abbildung 24: Boxplots der Geschwindigkeit [cm/s] der Vena portae für die drei Messungen der Kontrollgruppe	50
Abbildung 25: Vergleich der Mittelwerte der Variablen "Kapazität" mit den Vorläuferstudien von van Dun et al. (2008) und Halbeisen (2009)	60
Abbildung 26: Vergleich der Mittelwerte der Variablen "Durchmesser" mit den Vorläuferstudien von van Dun et al. (2008) und Halbeisen (2009)	61
Abbildung 27: Vergleich der Mittelwerte der Variablen "Geschwindigkeit" mit den Vorläuferstudien von van Dun et al. (2008) und Halbeisen (2009)	62

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Normalverteilungsprüfung KS-Test "BMI · Alter"	38
Tabelle 2: Normalverteilungsprüfung Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest "Kapazität"	39
Tabelle 3: Normalverteilungsprüfung Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest "Durchmesser"	40
Tabelle 4: Normalverteilungsprüfung Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest "Geschwindigkeit"	40
Tabelle 5: Innersubjektfaktoren (Kapazität)	41
Tabelle 6: Deskriptive Statistik (Kapazität)	42
Tabelle 7: Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (Kapazität)	44
Tabelle 8: Gruppenstatistiken T-Test	45
Tabelle 9: Deskriptive Statistik (Durchmesser)	46
Tabelle 10: Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (Durchmesser)	48
Tabelle 11: Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit)	49
Tabelle 12: Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (Geschwindigkeit)	51
Tabelle 13: Paarweise Vergleiche der Messungen	52
Tabelle 14: Paarweise Vergleiche der Messungen getrennt zwischen den Bedingungen.	52
Tabelle 15: Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit), Messung 1 und 2, Experimentalgruppe	53
Tabelle 16: Paarweise Vergleiche der Bedingungen getrennt zwischen den Messungen.	53
Tabelle 17: Deskriptive Statistik (Geschwindigkeit), Messung 1 und 2, Experimental- und Kontrollgruppe	53

9.3 Abkürzungsverzeichnis

BMI	Body Mass Index
Dia	Durchmesser
E	Experimentalgruppe
HABR	Hepatic arterial buffer response
K	Kontrollgruppe
KS-Test	Kolmogorov-Smirnov-Test
Kap	Kapazität
M	Mittelwert
M.	Musculus
Min	Minimalwert
Max	Maximalwert
n	Fallzahl
p	Signifikanz
SD	Standardabweichung
V	Geschwindigkeit

9.4 Informationsblatt für die Probanden

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient!

Im Rahmen meiner Masterthesis für den Universitätslehrgang "Osteopathie" an der Donau-Universität Krems möchte ich untersuchen, ob es durch eine osteopathische Behandlungstechnik zu einer Veränderung der Blutzufuhr am Organ Leber kommt. Zu diesem Zweck suche ich Probanden, die an dieser Studie teilnehmen wollen.

Die Probanden werden in zwei Gruppen eingeteilt. Alle Probanden bekommen sowohl die oben angeführte osteopathische Behandlungstechnik und auch eine Scheinbehandlung im Abstand von 7 Tagen. Der Zeitaufwand beträgt zirka 90 Minuten pro Testtag, also in Summe ungefähr drei Stunden. Die Messungen werden aller Voraussicht nach jeweils an einem Samstag im November/Dezember 2013 stattfinden. Sie müssten an zwei aufeinander folgenden Samstagen für die genannte Zeitdauer verfügbar sein. An welchem der zwei Testtage die eigentliche Behandlungstechnik und an welchem lediglich eine Scheinbehandlung durchgeführt wird, wird aus Gründen der Vermeidung von ungewollten Einflussfaktoren weder den Probanden noch dem Untersucher mitgeteilt.

Sie haben zu jeder Zeit das Recht, die Teilnahme an der Studie abubrechen, werden aber gebeten, den Studienleiter darüber zu informieren und den Grund anzugeben.

Zur wissenschaftlichen Auswertung ist es erforderlich, dass klinische Daten zur Durchführung der Studie benutzt werden. Die Anonymität Ihrer Person ist in jedem Fall gewährleistet.

Folgende Voraussetzungen zur Studienteilnahme sind nötig:

- männlich
- Lebensalter zwischen 18 und 45
- Body Mass Index (BMI) nicht über 25
- nüchtern
- Alkoholkonsum bis 24 gr./d
- Nichtraucher
- normale, schmerzfreie Beweglichkeit der rechten Schulter

- keine Erkrankungen der Leber bzw. des Herzkreislaufsystems
- keine Einnahme von Medikamenten (z.B. Blutdruckmedikamente...)

Als Dankeschön für die vollständige Teilnahme an der Studie erhalten Sie von mir einen übertragbaren und ein Jahr gültigen Gutschein für eine 60-minütige osteopathische Erstbehandlung in meiner Praxis im Wert von 100€.

Für weitere Informationen bzw. für eine verbindliche Anmeldung zur Studie bin ich für Sie unter der Telefonnummer 0664/31 111 16 oder unter m.maier@praxis-maier.at erreichbar.

Ich danke Ihnen sehr herzlich für Ihre Bereitschaft zur Studienteilnahme und freue mich auf die Zusammenarbeit mit Ihnen.

9.5 Informationsschreiben an die Ärztinnen/Ärzte

Sehr geehrte Frau Doktor / Sehr geehrter Herr Doktor

Im Rahmen des Universitätslehrganges Osteopathie an der Donau-Universität Krems führe ich zur Erlangung des Mastertitels eine klinische Studie mit dem Titel: „Die Beeinflussung der Kapazität der Vena portae durch eine Mobilisierung der Leber gemessen mit Doppler-Ultraschall“ durch.

Studienkonzept: Bei meinen wissenschaftlichen Untersuchungen geht es darum, herauszufinden ob Probanden, die mit einer osteopathischen Technik die Leber betreffend behandelt werden, im Vergleich zu einer Kontrollgruppe, welche eine Scheinbehandlung erhält, eine veränderte Kapazität der Vena portae zeigen. Die teilnehmenden Probanden werden in zwei Gruppen geteilt, wobei jede der beiden Gruppen im Abstand von jeweils sieben Tagen einmal die Experimental- und auch die Kontrollgruppe bildet. Durch sonografische Messung der Kapazität der Vena portae wird eine etwaige Veränderung überprüft.

Folgende Voraussetzungen zur Studienteilnahme sind nötig:

- männlich
- Lebensalter zwischen 18 und 45
- Body Mass Index (BMI) nicht über 25
- nüchtern
- Alkoholkonsum bis 24 gr./d
- Nichtraucher
- normale, schmerzfreie Beweglichkeit der rechten Schulter
- keine Erkrankungen der Leber bzw. des Herzkreislaufsystems
- keine Einnahme von Medikamenten (z.B. Blutdruckmedikamente...)

Als Dankeschön erhalten die Probanden eine osteopathische Erstuntersuchung in meiner Praxis nach vollständiger Teilnahme an der Studie.

Ich wäre Ihnen sehr verbunden, wenn Sie potentielle Probanden durch Mitgabe des diesem Schreiben beigefügten "Informationsblattes für Probanden" auf meine Studie aufmerksam machen und mir dadurch bei der Findung von passenden Studienteilnehmern helfen könnten.

In der Hoffnung auf weitere gute Zusammenarbeit,

Michael Maier

9.6 Einverständniserklärung der Probanden

Titel der Masterarbeit:

Die Beeinflussung der Kapazität der Vena portae durch eine Mobilisierung der Leber gemessen mit Doppler-Ultraschall

Name des Studienleiters:

Michael Maier

Ich,, geboren am:

erkläre hiermit, dass ich an der oben genannten Studie teilnehmen werde.

Ich versichere, dass ich das Informationsblatt über die Studie vollständig gelesen und verstanden habe und ich mit dem vorgeschlagenen Studienablauf einverstanden bin.

Ich bin informiert, dass im Rahmen der Studie zwei Behandlungen an zwei aufeinanderfolgenden Samstagen erfolgen werden und der Zeitaufwand jeweils ca. 90 Minuten beträgt. Ich erkläre mich bereit, an diesen beiden Testtagen für die Studie zu Verfügung zu stehen und zum vereinbarten Termin pünktlich zu erscheinen.

Weiters erfülle ich die im Informationsblatt enthaltenen Voraussetzungen, um an der Studie teilnehmen zu können.

Daten (vom Assistent der Studie auszufüllen!):

Proband NR:

Alter (J):

Größe (cm):

BMI:

Sonstiges:

Datum:

Unterschrift:

9.7 Testprotokoll

Gruppe A		Tag 1		Datum:			
Proband NR	Messung Nr	DM1	V1	DM2	V2	DM3	V3
1	M1						
	M2						
	M3						
2	M1						
	M2						
	M3						
3	M1						
	M2						
	M3						
4	M1						
	M2						
	M3						
5	M1						
	M2						
	M3						
6	M1						
	M2						
	M3						
7	M1						
	M2						
	M3						
8	M1						
	M2						
	M3						

9.8 Statistik

9.8.1 Paarweise Vergleiche (Kapazität)

(I)Messungen	(J)Messungen	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2	1.96	24.50	1.00	-64.05	67.97
	3	1.57	22.51	1.00	-59.07	62.21
	1	-1.96	24.50	1.00	-67.97	64.05
2	3	-0.39	16.18	1.00	-43.98	43.21
	1	-1.57	22.51	1.00	-62.21	59.07
3	2	0.39	16.18	1.00	-43.21	43.98

Bedingungen	(I)Messungen	(J)Messungen	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
						Untergrenze	Obergrenze
1	1	2	-42.43	36.46	0.79	-140.64	55.77
		3	-26.54	37.37	1.00	-127.20	74.13
		1	42.43	36.46	0.79	-55.77	140.64
	2	3	15.89	26.09	1.00	-54.39	86.17
		1	26.54	37.37	1.00	-74.13	127.20
		2	-15.89	26.09	1.00	-86.17	54.39
2	1	2	46.35	31.72	0.49	-39.09	131.78
		3	29.68	23.57	0.68	-33.81	93.17
		1	-46.35	31.72	0.49	-131.78	39.09
	2	3	-16.67	19.95	1.00	-70.41	37.08
		1	-29.68	23.57	0.68	-93.17	33.81
		2	16.67	19.95	1.00	-37.08	70.41

Messungen	(I)Bedingungen	(J)Bedingungen	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
						Untergrenze	Obergrenze
1	1	2	-17.14	50.65	0.74	-125.10	90.82
	2	1	17.14	50.65	0.74	-90.82	125.10
2	1	2	71.64	38.27	0.08	-9.94	153.22
	2	1	-71.64	38.27	0.08	-153.22	9.94
3	1	2	39.08	45.10	0.40	-57.05	135.20
	2	1	-39.08	45.10	0.40	-135.20	57.05

9.8.2 Paarweise Vergleiche (Durchmesser)

(I)Messungen	(J)Messungen	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2	0.00	0.01	1.00	-0.03	0.04
	3	0.01	0.01	1.00	-0.03	0.05
2	1	0.00	0.01	1.00	-0.04	0.03
	3	0.01	0.01	1.00	-0.02	0.04
3	1	-0.01	0.01	1.00	-0.05	0.03
	2	-0.01	0.01	1.00	-0.04	0.02

Bedingungen	(I)Messungen	(J)Messungen	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
						Untergrenze	Obergrenze
1	1	2	0.02	0.02	1.00	-0.04	0.078
		3	0.02	0.02	1.00	-0.04	0.078
		1	-0.02	0.02	1.00	-0.08	0.043
	2	3	0.00	0.02	1.00	-0.04	0.045
		1	-0.02	0.02	1.00	-0.08	0.037
		3	0.00	0.02	1.00	-0.05	0.039
2	1	2	-0.01	0.01	1.00	-0.05	0.027
		3	0.00	0.01	1.00	-0.04	0.035
		1	0.01	0.01	1.00	-0.03	0.046
	2	3	0.01	0.01	1.00	-0.02	0.035
		1	0.00	0.01	1.00	-0.04	0.036
		3	-0.01	0.01	1.00	-0.04	0.017

Messungen	(I)Bedingungen	(J)Bedingungen	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% Konfidenzintervall für die Differenz	
						Untergrenze	Obergrenze
1	1	2	0.03	0.04	0.49	-0.05	0.11
	2	1	-0.03	0.04	0.49	-0.11	0.05
2	1	2	0.00	0.03	0.98	-0.06	0.06
	2	1	0.00	0.03	0.98	-0.06	0.06
3	1	2	0.01	0.03	0.85	-0.05	0.06
	2	1	-0.01	0.03	0.85	-0.06	0.05