

Aus dem Institut für Medizinische Informatik  
des Zentrums für Experimentelle Medizin  
des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf  
Direktor Univ.-Prof. Dr. Heinz Handels

# **Erstellung virtueller Körpermodelle für die Virtual Reality-Simulation der Aszitespunktion und Evaluation des Simulator-Prototypen**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von  
Christian Schöps  
aus Münster

Hamburg 2009

Angenommen von der Medizinischen Fakultät  
der Universität Hamburg am: 03. März 2010  
Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen  
Fakultät der Universität Hamburg  
Prüfungsausschuss, der Vorsitzende: Prof. Dr. H. Handels  
Prüfungsausschuss: 2. Gutachter: Prof. Dr. A. Lohse  
Prüfungsausschuss: 3. Gutachter: PD Dr. C. Habermann

# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>3</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>5</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>6</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>7</b>
<b>1 Einleitung und Problemstellung</b>	<b>10</b>
1.1 Fragestellung . . . . .	11
1.2 Aszites . . . . .	12
1.2.1 Ätiologie und Pathogenese . . . . .	12
1.2.2 Symptomatik und Diagnose . . . . .	14
1.2.3 Prognostische Bedeutung . . . . .	16
1.2.4 Spontanbakterielle Peritonitis (SBP) . . . . .	16
1.2.5 Therapeutische Möglichkeiten . . . . .	17
1.2.6 Aszitespunktion . . . . .	19
<b>2 Grundlagen</b>	<b>22</b>
2.1 Computertomographie (CT) . . . . .	22
2.1.1 Grundprinzipien der CT-Diagnostik . . . . .	22
2.1.2 Mehrzeilen- und Spiral-CT . . . . .	23
2.1.3 Artefakte in der CT . . . . .	24
2.1.4 Internationale Konventionen bei der Bilddarstellung . . . . .	25
2.2 Medizinische Bildbe- und -verarbeitung . . . . .	26
2.2.1 Begriffsklärung . . . . .	26
2.2.2 Bildbearbeitung . . . . .	27
2.2.3 Filterung . . . . .	27
2.2.4 Segmentierung . . . . .	31
2.2.5 Dreidimensionale Visualisierung . . . . .	35
<b>3 Material und Methoden</b>	<b>37</b>
3.1 Beschreibung der Patientendatensätze . . . . .	37
3.1.1 Patient 1 . . . . .	37
3.1.2 Patient 2 . . . . .	37
3.1.3 Patient 3 . . . . .	38
3.1.4 Patient 4 . . . . .	38
3.1.5 Patient 5 . . . . .	39
3.2 Segmentierung der Patientendatensätze . . . . .	39
3.2.1 Bildbearbeitungsprogramm <i>MeVisLab</i> <sup>©</sup> . . . . .	39
3.2.2 Allgemeines zur Segmentierung . . . . .	45
3.2.3 Bildvorbereitung . . . . .	46
3.2.4 Segmentierung knöcherner Strukturen . . . . .	46
3.2.5 Segmentierung parenchymatöser Organe . . . . .	47
3.2.6 Segmentierung muskulärer Organe . . . . .	47

---

3.2.7	Segmentierung des Gastrointestinaltraktes . . . . .	48
3.2.8	Segmentierung flüssigkeitsgefüllter Strukturen . . . . .	50
3.2.9	Segmentierung von Gefäßen . . . . .	51
3.2.10	Segmentierung von Haut und Fettgewebe . . . . .	51
3.2.11	Segmentierung der Lunge . . . . .	53
3.2.12	Segmentierung sonstiger Strukturen . . . . .	53
3.3	Erstellung von Oberflächenmodellen . . . . .	53
3.3.1	Labeldatensätze . . . . .	53
3.3.2	Polygon-Oberflächenmodelle . . . . .	56
3.4	Punktionssimulator . . . . .	56
3.4.1	Haptische Krafrückgabe . . . . .	56
3.4.2	XML-Datei . . . . .	61
3.4.3	Visualisierung und Benutzeroberfläche . . . . .	61
3.4.4	Bewertungssystem . . . . .	62
3.5	Lerneinheit . . . . .	65
3.6	Evaluation . . . . .	65
3.7	Ablauf der Trainingseinheit . . . . .	66
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>68</b>
4.1	Beschreibung der Stichprobe . . . . .	68
4.2	Ergebnisse des Punktionstrainings . . . . .	68
4.2.1	Trainingseffekt bei der virtuellen Aszitespunktion . . . . .	69
4.2.2	Lernkurve während der Punktion der einzelnen Patientendatensätze	70
4.2.3	Verletzung von Risikostrukturen . . . . .	70
4.2.4	Zusammenfassung der Scoring-Ergebnisse . . . . .	71
4.3	Ergebnisse der Benutzerevaluation . . . . .	72
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>75</b>
5.1	Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur . . . . .	75
5.2	Diskussionswürdige Beobachtungen . . . . .	76
5.3	Kritische Einschätzung der Ergebnisse . . . . .	78
5.4	Ausblick . . . . .	79
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>80</b>
<b>Anhang</b>		<b>82</b>
	Lehreinheit . . . . .	82
	Evaluationsbogen . . . . .	87
	Freitextangaben . . . . .	89
<b>Literaturverzeichnis</b>		<b>93</b>
<b>Danksagung</b>		<b>101</b>
<b>Lebenslauf</b>		<b>102</b>
<b>Eidesstattliche Versicherung</b>		<b>103</b>

# Abbildungsverzeichnis

2.1	Glättungsfilter . . . . .	28
2.2	Kantenfilter . . . . .	29
2.3	Differenzoperatoren . . . . .	30
2.4	Symmetrische Differenzoperatoren . . . . .	30
2.5	Region-Growing-Verfahren . . . . .	33
2.6	Vergleich von Oberflächen- & Drahtgittermodell . . . . .	36
3.1	Patientendatensatz 1 . . . . .	40
3.2	Patientendatensatz 2 . . . . .	41
3.3	Patientendatensatz 3 . . . . .	42
3.4	Patientendatensatz 4 . . . . .	43
3.5	Patientendatensatz 5 . . . . .	44
3.6	Benutzeroberfläche des Programms <i>MeVisLab</i> <sup>©</sup> . . . . .	45
3.7	Vergleich zwischen Label- und CT-Daten . . . . .	55
3.8	Erstellung eines Labeldatensatzes . . . . .	55
3.9	Vergleich eines ungeglätteten und eines reduzierten Oberflächenmodells . . . . .	55
3.10	Force-Feedback-Eingabegerät . . . . .	58
3.11	Punktionssetting . . . . .	58
3.12	Simulation von Rotationskräften . . . . .	60
3.13	Graphische Benutzeroberfläche des Punktions-simulators . . . . .	63
3.14	Erfolgreiche Aszitespunktion . . . . .	63
3.15	Ausgabefenster des Bewertungssystems . . . . .	64
3.16	Übungsmodell . . . . .	66

# Tabellenverzeichnis

1.1	Kompetenzebenen . . . . .	10
1.2	Diagnosekriterien des Aszites . . . . .	15
1.3	Child-Pugh-Klassifikation . . . . .	16
1.4	Prognose der Leberzirrhose . . . . .	16
1.5	Evidenzgrade . . . . .	18
3.1	Technische Informationen zu den Patientendatensätzen . . . . .	37
3.2	HU-Werte der segmentierten Strukturen . . . . .	38
3.3	Segmentierte Strukturen und Labeldatenzuordnung . . . . .	39
3.4	Segmentierung Knochen . . . . .	47
3.5	Segmentierung parenchymatöser Organe . . . . .	48
3.6	Segmentierung muskulärer Organe . . . . .	49
3.7	Segmentierung des Gastrointestinaltraktes . . . . .	49
3.8	Segmentierung flüssigkeitsgefüllter Strukturen . . . . .	50
3.9	Segmentierung von Gefäßen . . . . .	52
3.10	Segmentierung von Haut und Fettgewebe . . . . .	54
3.11	Segmentierung der Lunge . . . . .	54
3.12	Segmentierung sonstiger Strukturen . . . . .	54
3.13	Polygonreduzierung der Oberflächenmodelle . . . . .	57
3.14	Definition der Teilkräfte . . . . .	59
3.15	Voreinstellungen der Visualisierungsmöglichkeiten . . . . .	64
3.16	Ablauf der Trainingseinheit . . . . .	67
4.1	Darstellung des Trainingseffektes . . . . .	69
4.2	Lernkurve je Patientendatensatz . . . . .	71
4.3	Verletzung von Risikostrukturen . . . . .	71
4.4	Ergebnisse der Benutzerevaluation . . . . .	74

# Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
ADH	anidiuretisches Hormon
ÄAppO 2002	Ärztliche Approbationsordnung von 2002
BWK	Brustwirbelkörper
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CA19-9	Carbohydrat-Antigen 19-9
CA125	Cancer-Antigen 125
CEA	carcinoembryonales Antigen
cm	Centimeter
csv	comma-separated values
CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
Dil.	Dilatation
dl	Deziliter
DNA	Desoxyribonukleinsäure
EBV	Epstein-Barr-Virus
E. coli	Escherichia coli
et al.	und andere
f	folgend
ff	fortfolgend
g	Gramm
GUI	Graphische Benutzeroberfläche
gv	Grauwert
HIV	human immunodeficiency virus

---

Hrsg.	Herausgeber
HU	Hounsfield-Einheit
HWK	Halswirbelkörper
Hz	Herz
INR	international normalized ratio
k.A.	keine Angabe
KG	Kontrollgruppe
kV	Kilovolt
l	Liter
LDH	Lactatdehydrogenase
LV	Live-Wire
LWK	Lendenwirbelkörper
M.	Musculus
man.	manuell
MS-DOS	Microsoft disk operating system
$\mu$ l	Mikroliter
mg	Milligramm
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
mmol	Millimol
Mittelw.	Mittelwert
N	Newton
NaCl	Natriumchlorid
NO	Stickstoffmonoxid
n.s.	nicht sigifikant
P1-3	Patientendatensatz 1-3
P2-1/2	Patientendatensatz 2 1. oder 2. Tag
Pixel	picture x element
PJ	Praktisches Jahr
POL	Problemorientiertes Lernen
PTC	Perkutane transhepatische Cholangiographie

---

PTT	partielle Thromboplastinzeit
RAAS	Renin-Angiotensin-Aldosteron-System
RG	Region-Growing
S.	Seite
SAAG	Serum-Aszites-Albumin-Gradient
SD	Standardabweichung
sHLA-G	lösliches humanes Leukozytenantigen G
s.o.	siehe oben
SPB	spontanbakterielle Peritonitis
s.u.	siehe unten
T	Trainingstermin
Tab.	Tabelle
TCP/IP	transmission control protocol/internet protocol
TIPS	transjugulärer intrahepatischer portosystemischer Shunt
Tres.	Treshold
u.a.	unter anderem
UG	Untersuchungsgruppe
v.a.	vor allem
VEGF	vascular endothelial growth factor
VF	Vesselness Filter
vgl.	vergleiche
Voxel	volume x element
VR	Virtual Reality
WL	Window-Level
WW	Window-Width
XML	Extensible Markup Language
z.B.	zum Beispiel

# 1 Einleitung und Problemstellung

Der Bundesrat stellte 1986 erstmals offiziell eine mangelnde Vermittlung praktischer Fertigkeiten bei der Ausbildung von Medizinstudenten in Deutschland fest [40]. In mehreren Studien wurde gezeigt, dass Medizinstudenten, die ihr Studium erfolgreich absolviert hatten, in der Regel eine körperliche Untersuchung z.B. des Bewegungsapparates nicht eigenständig durchführen konnten [20]. Erst 2001 konnten sich die beteiligten Gremien und Institutionen auf eine Novellelierung der ärztlichen Approbationsordnung einigen. Die neue Approbationsordnung wurde 2002 offiziell beschlossen (ÄAppO 2002) und ist seit dem 01.10.2003 in Kraft [40, 41]. Im Zentrum der Änderungen stehen dabei die stärkere Verzahnung von theoretischen Grundlagenfächern und klinischen Wissensinhalten, eine Reduzierung von Vorlesungsstunden zu Gunsten praxisorientierter Unterrichtsformen [47, 79, 83] und eine Stärkung interaktiver, kleingruppenbasierter Lehrmethoden wie dem *Problemorientierten Lernen (POL)* [89].

Parallel dazu gewinnen durch den technischen Fortschritt zunehmend auch computerbasierte Lehr- und Lernmethoden an Bedeutung [24]. Die meisten eLearning-Angebote bestehen dabei aus Fallsammlungen, abrufbaren Vorlesungsfolien, browserbasierten Lerneinheiten oder Übungsklausuren [20]. Eine Verzahnung dieses individuell oder in Kleingruppen explorierbaren theoretischen Wissens mit praktischen Unterrichtsinhalten findet dagegen nur selten statt. Dabei benötigt insbesondere das Erlernen von praktischen Fertigkeiten (*Skills*) eine gewisse Zeit und ausreichend Gelegenheit zum repetitiven Trainieren. Die Aussage *See one, do one, teach one* wird generell als überholt betrachtet [20, 80]. In der Literatur finden sich daher drei- bis fünfstufige Lernkonzepte für das Erlernen praktischer Fertigkeiten (vgl. Tab. 1.1). Der Lernprozess erstreckt sich dabei in der Regel über Jahre [79].

Ebene	Inhalt
1 (Theorie)	Prinzip, Indikation, Kontraindikation, Durchführung, Komplikationen.
2 (Aktives Dabeisein)	Theoretisches Wissen und Demonstration der Fertigkeiten.
3 (Anwendung)	Theoretisches Wissen und Durchführung der Fertigkeit unter Aufsicht.
4 (Routine)	Theoretisches Wissen und Erfahrung in der Anwendung und Durchführung.
5 (Ausbildung)	Theoretisches Wissen und Erfahrung in der Anwendung, Durchführung und Fähigkeit zur Ausbildung von Kollegen und Studenten.

**Tabelle 1.1:** Kompetenzebenen bei dem Erlernen praktischer Fähigkeiten (nach [79]).

In dieser Arbeit soll ein eLearning-Angebot, welches eine Verknüpfung von theoretischem Wissen und praktischen Fertigkeiten beinhaltet, für den Studentenunterricht entwickelt

und evaluiert werden. Hierzu wurde als Beispiel das wichtige internistische Thema *Pathogenese, Diagnostik und Therapie des Aszites* ausgewählt. Die Studenten sollen neben theoretischem Wissen zur Pathogenese, Diagnostik und Therapie des Aszites auch erste praktische Fertigkeiten in der Durchführung einer Aszitespunktion gewinnen.

Um einer breiten Masse von Studierenden Zugang zu dieser Unterrichtsform zu gewähren und ein unbedarftes Ausprobieren der Punktionstechnik gestatten zu können, wird das Konzept der *Virtual-Reality-Simulation* für die Aszitespunktion angewendet. Virtual-Reality bedeutet, dass der Punktionsvorgang an einem Computer möglichst realistisch simuliert wird. Dazu stehen verschiedene dreidimensionale Visualisierungen und eine Kraftrückgabe der auf die Punktionsnadel wirkenden Kräfte über das Eingabegerät auf den Benutzer zur Verfügung [28, 29].

Der Aufbau dieser Arbeit gliedert sich dabei folgendermaßen: Zunächst wird die Fragestellung dieser Arbeit definiert. Abschnitt 1.2 stellt das Symptom Aszites, seine Pathogenese, sowie Differentialdiagnostik und Therapie vor. Kapitel 2 beschäftigt sich mit den theoretischen Grundlagen der Computertomographie und der medizinischen Bildverarbeitung. In Kapitel 3 werden die Bearbeitung der für diese Arbeit verwendeten Bilddaten und der bestehende Simulator-Prototyp erläutert. Kapitel 4 führt die gewonnenen Evaluationsergebnisse auf, die im folgenden Kapitel diskutiert und bewertet werden. Kapitel 6 bietet schließlich eine Zusammenfassung der Ergebnisse dieser Arbeit.

## 1.1 Fragestellung

Idee dieses Projektes ist es, Studenten der Medizin die Möglichkeit des Trainings der Aszitespunktion durch die Erstellung eines Punktionssimulators mit virtuellen Körpermodellen zu geben. Die bei der Punktion beim Eindringen in die unterschiedlichen Gewebe auftretenden Kräfte und Widerstände werden durch eine Kraftrückgabe (Haptik) am Eingabegerät realistisch simuliert.

Im Rahmen dieser Arbeit werden alle für die Aszitespunktion relevanten Strukturen aus CT-Datensätzen von fünf verschiedenen Patienten mit Aszites segmentiert. Hieraus werden virtuelle dreidimensionale Körpermodelle erstellt und diese in einen schon bestehenden Simulator-Prototypen integriert. Darüber hinaus werden eine didaktische Lerneinheit zum Thema Punktionsweise und Differentialdiagnostik des Aszites, sowie ein Evaluationsbogen für den Punktionseingriff webbasiert in der eLearning-Plattform *Mephisto (Moodle)* entwickelt.

Es erfolgt eine Testphase mit 30 Benutzern ( $n = 30$ ), bestehend aus Studierenden im klinischen Studienabschnitt. Durch ein in den Simulator integriertes Bewertungssystem wird der Trainingserfolg der Testnutzer anonymisiert aufgezeichnet und mit einer Kontrollgruppe von 30 Personen ( $n = 30$ ) verglichen. Das Studiendesign dieser Arbeit entspricht einer nicht verblindeten, randomisierten, prospektiven Studie. Nach der virtuellen Punktion bewerten die Testnutzer den Punktionssimulator durch einen Evaluationsbogen.

Folgende Fragen soll diese Arbeit beantworten:

1. Entsteht ein objektivierbarer Trainingseffekt durch die Virtual-Reality-Simulation der Aszitespunktion?
2. Wenn ein solcher Trainingseffekt besteht, ist dieser durch eine *Gewöhnung* an das haptische Eingabegerät oder durch das Erlernen des Punktionseingriffes bedingt?
3. Empfinden die Testnutzer einen subjektiven Trainingserfolg?
4. Wie beurteilen die Testnutzer die Umsetzung des Simulationsprogramms?

## 1.2 Aszites

Als *Aszites* wird die pathologische Ansammlung von freier Flüssigkeit in der Bauchhöhle bezeichnet. [53, S.746] Bei gesunden Männern liegt normalerweise keine intraperitoneale Flüssigkeit vor, bei Frauen kann abhängig vom Menstruationszyklus bis zu 20 ml Flüssigkeit nachweisbar sein [3, S.644].

### 1.2.1 Ätiologie und Pathogenese

Aszites tritt nicht primär als eigenständige Erkrankung sondern in der Regel sekundär als Symptom einer bestehenden Grunderkrankung auf. Wie bei allen Ergussbildungen wird pathophysiologisch zwischen einem eiweißarmen *Transsudat* und einem blutplasmaähnlichen *Exsudat* unterschieden [42, S.210] [53, S.747] [3, S.643] [82, S.81]. Die Pathogenese beider Aszitesformen wird im Folgenden erläutert.

#### Transsudativer Aszites

Bei ca. 80% der Patienten bei denen eine Aszitesbildung diagnostiziert wird, liegt die Ätiologie der Aszitesbildung in einer portalen Hypertonie bei Leberzirrhose [19, 39, 96]. Diese Patienten entwickeln einen transsudativen Aszites, man spricht in diesem Zusammenhang auch von *portalem Aszites*. Bei der Pathogenese des transsudativen Aszites kommt es zu einem Zusammenwirken von systemischen Veränderungen – einer gesteigerten renalen Natrium- und Wasserretention – und einem lokalen Umbau der feingeweblichen Leberanatomie, welche zu einer Veränderung des effektiven Filtrationsdruckes<sup>1</sup> ( $P_{eff}$ ) im Pfortadersystem führen [53, S.747] [82, S.941] [85]. Physiologischerweise beträgt der hydrostatische Druck  $P_i$  im Portalvenensystem  $< 10$  mmHg, bei höheren Druckwerten spricht man von einer *portalen Hypertension* [94]. Ab einer dauerhaften Erhöhung des portalvenösen Druckes um  $> 8$  mmHg ist mit einer Aszitesbildung zu rechnen [53, S.748]. Zusätzlich sinkt im Rahmen der Grunderkrankung die Proteinsyntheseleistung der Leber, es entsteht v.a. eine

---

<sup>1</sup>Der effektive Filtrationsdruck wird im *Starling-Gesetz* definiert. Das Starling-Gesetz beschreibt das Zusammenwirken der intra- und extravasalen Druckverhältnisse im Gewebe [88, S.196]. Im Normalfall hat das Starling-Gesetz durch den fenestrierten histologischen Aufbau der Lebersinuide im portalvenösen System nur eine eingeschränkte Gültigkeit. Bei Leberzirrhose mit nachfolgender portaler Hypertension kommt es im Rahmen des chronischen Gewebeumbaus jedoch zu einer Kapillarisation der Lebersinuide mit der Ausbildung von Basalmembranen [94].

Hypalbuminämie und damit ein Mangel an osmotisch aktiven Plasmaproteinen. Hieraus resultiert eine vermehrte Abfiltration eiweißarmer Flüssigkeit, dem transsudativen Aszites [94, 95, 96].

Parallel zu diesem lokalen Geschehen finden bei der Entwicklung eines portalen Aszites auch systemische hochkomplexe Prozesse statt, die zu einer gesteigerten renalen Natrium- und Wasserretention führen. Der genaue Mechanismus dieses Geschehens, welcher von manchen Autoren auch in diesem Zusammenhang als *hepatorenales Syndrom* bezeichnet wird, ist nicht vollständig geklärt und teilweise umstritten<sup>2</sup> [53, S.748] [82, S.941] [84, 96]. Ursache des Pathomechanismus ist vermutlich eine verminderte Entgiftungsfunktion der Leber mit einer resultierenden vermehrten Stimulation von NO-Donatoren durch lokal im Splanchnikusgebiet und der Gefäßperipherie angreifende Toxine und Makrophagenprodukte [82, S.941f]. Hierdurch kommt es zu einer peripheren Vasodilatation mit einer Verminderung des zentralen Blutvolumens und der Entwicklung einer Hypotonie. Reaktiv wird daraufhin das Renin-Angiotensin-Aldosteron-System (RAAS) aktiviert und es kommt zu einer vermehrten Ausschüttung von antidiuretischem Hormon (ADH) mit dem Resultat einer Natrium- und Wasserretention. In Folge dessen entsteht eine hypervolämische und hypertensive Blutdrucksituation, welche durch die lokale Veränderung der Starling-Kräfte nicht kompensiert werden kann und so die Aszitesbildung steigert. Durch den resultierenden erneuten intravasalen Flüssigkeitsverlust findet wiederum eine RAAS-Stimulierung im Sinne eines Circulus vitiosus statt [53, S.748] [82, S.941f] [84, 95, 96].

Bedeutend seltener als durch eine portale Hypertension ist ein transsudativer Aszites nephrogen oder kardial durch eine Rechtsherzinsuffizienz bedingt [53, S.747] [95].

### **Exsudativer Aszites**

Bei ca. 10% der Patienten mit Aszites liegt eine maligne Erkrankung als Ursache einer Aszitesbildung vor, bei weiteren knapp 10% ein entzündlicher Prozess [96]. Bei diesen Erkrankungsformen kommt es zu einer Ausschüttung von lokalen hormonellen Mediatoren (u.a. Kinine, Leukotriene) mit resultierender erhöhter Permeabilität der Peritonealgefäße [53, S.747] und einer vermehrten Lymphproduktion. Zudem kommt bei malignen Prozessen mit peritonealer Aussaat oft auch eine Störung des Lymphabflusses durch die Metastasen hinzu [3, S.643f]. Der Aszites ist in diesen Fällen hinsichtlich seines Proteingehaltes dem Blutplasma ähnlich, zusätzlich besteht aufgrund von Entzündungs- oder Tumorzellen eine erhöhte Zellzahl. Die Liste der möglichen Differentialdiagnosen eines malignen Aszites ist lang, ebenso die einer entzündlichen Form. Bei den malignen Erkrankungen steht die Peritonealkarzinose als Ursache an erster Stelle, gefolgt von jeglichen intraabdominalen Tumoren, Lebermetastasen, Leberzellkarzinomen und malignen lymphatischen Erkrankungen. Entzündlicher Aszites tritt bei bakteriellen Peritonitiden, Pankreatitiden, ebenso bei Tuberkulose, Virusinfektionen mit EBV oder HIV, genitalen Infektionen sowie autoimmun vermittelten entzündlichen Prozessen auf [39, 96].

Da die möglichen Differentialdiagnosen eines Aszites derart komplex und vielfältig sind,

---

<sup>2</sup>Andere Autoren fassen das hepatorenale Syndrom als eigenes Krankheitsbild auf und stellen vor allem das sich bei akuten oder chronischen Lebererkrankungen entwickelnde akute Nierenversagen in den Vordergrund [84, 85].

empfehlen die aktuellen Leitlinien eine diagnostische Punktion jedes Aszites unklarer Genese [42, S.210] [96].

### 1.2.2 Symptomatik und Diagnose

Während kleinere Mengen Aszites meist symptomlos bleiben, kommt es bei größeren Flüssigkeitsansammlungen zu einer deutlichen Bauchumfangzunahme. Diese geht häufig mit zunehmender Immobilität, abdominalen Schmerzen und Dyspnoe einher. Durch die Auftreibung des Abdomens kann es zu Nabel-, Narben- und Leistenhernien kommen. Parallel zum Aszites auftretende periphere Ödeme weisen auf eine Hypalbuminämie oder eine venöse Kongestion hin [53, S.748] [3, S.643f]. 6 bis 10% der Patienten mit Aszites entwickeln zusätzlich begleitende, meist rechts lokalisierte, Pleuraergüsse, welche in der Regel durch einen direkten Flüssigkeitsübertritt von der Bauchhöhle durch das Diaphragma in den Brustraum verursacht werden. Sie bilden sich daher meist unter suffizienter Aszites-Therapie zurück und benötigen keine gesonderte Behandlung [82, S.942].

Da Aszites – wie oben beschrieben – nur ein Symptom einer Grunderkrankung darstellt, treten im Rahmen dieser Erkrankung meist zusätzliche Symptome auf. Bei der häufigsten Aszites-Ursache – der Leberzirrhose – sind dies v.a. Ösophagusvarizen-Blutungen und das Auftreten einer hepatischen Enzephalopathie [95, 96].

Klinisch imponiert ein ausgeprägter Aszites mit der beschriebenen Vorwölbung des Abdomens und mit ausladenden Flanken beim liegenden Patienten. Durch klinische Untersuchungsmethoden wie Klopferschalländerung bei Lagewechsel<sup>3</sup> und Tasten von Undulationen bei Palpation können Aszitesmengen ab ca. 1 Liter nachgewiesen werden. Sonographisch gelingt ein Nachweis von Aszites schon ab 50 bis 100 ml Flüssigkeit [53, S.749] [82, S.942]. Prädelektionsstellen für die Ansammlung von Aszites sind paravesikale und perisplenische Räume sowie perihepatisch im *Morrison-Pouch* zwischen rechter Niere und Leber [95, 96]. Eine Differenzierung in malignen, benignen, infizierten und nicht infizierten Aszites hat wichtige therapeutische Konsequenzen und gelingt in der Regel per Peritonealpunktion. Ein makroskopisch hämorrhagisch wirkender Aszites spricht für eine maligne, traumatische oder pankreatogene Ursache, ein trübes Punktat für einen entzündlichen Prozess. Das Auftreten eines milchigen Aszites lässt auf einen chylösen Aszites als Folge einer meist traumatischen oder obstruktiven Läsion der Lymphwege schließen [95]. Wichtiger sind jedoch die laborchemischen, bakteriologischen und zytologischen Untersuchungen des gewonnenen Punktates.

Für ein *Transsudat*, und damit in den meisten Fällen für eine hepatische Ursache, spricht vor allem ein Serum-Aszites-Albumin-Gradient (SAAG) von  $> 1,1$  g/dl. Mit einer Sensitivität von  $\approx 100\%$  und einer Spezifität von  $\approx 95\%$  ist der SAAG ein genauer diagnostischer Marker [42, S.210] [95, 96].

Die Differenzierungskriterien für *malignen Aszites* erfüllen diese Güte jedoch nicht: Das

---

<sup>3</sup>Dieser auch *Phänomen der Flankendämpfung* genannte Effekt kommt durch die im Aszites schwimmenden luftgefüllten Darmschlingen zustande. Diese lagern sich am höchsten Punkt des Abdomes ab und führen dort zu einem tympanischen Klopfeschall, in Rückenlage des Patienten also ventral. Bei anschließender Seitenlage lässt sich der tympanische Klopfeschall durch die Wanderung der Darmschlingen jedoch über den Flanken lokalisieren [33, S.239].

Kriterium	Messwert	Sensitivität	Spezifität
<b>Transsudat. Aszites</b>			
SAAG	> 1,1 g/dl	≈ 100%	≈ 95%
Aszites-Albumin	< 2,0 g/dl	≈ 100%	≈ 85%
Aszites-Gesamteiw.	< 2,5 g/dl	≈ 90%	≈ 80%
Aszites- ÷ Serum-Albumin	< 0,65	≈ 95%	≈ 85%
Aszites- ÷ Serum-Eiweiß	< 0,5	≈ 95%	≈ 85%
<b>Maligner Aszites</b>			
Zytologie	maligne Zellen	≈ 80%	≈ 100%
Eiweißgehalt	≥ 2,5 g/dl	≈ 75%	≈ 70%
Tumormarker	positiv	≈ 45%	≈ 100%
Aszites-Cholesterin	> 45 mg/dl	≈ 80%	≈ 70%
Aszites- ÷ Serum-LDH	> 1,0	≈ 60%	≈ 75%
<b>Entzündl. Aszites</b>			
Zellzahl	> 250 Gran./ $\mu$ l	≈ 100%	≈ 91%
Bakteriologie	positiv	k.A.	k.A.
Laktatgehalt	> 4,5 mmol/l	≈ 76,6%	≈ 53%
Serum- ÷ Aszitesglukose	> 1	n.s.	n.s.
pH-Wert	< 7,35	k.A.	k.A.

**Tabelle 1.2:** *Legende: k.A.: keine Angabe, n.s.: keine signifikante Unterscheidung möglich.* Diagnosekriterien des Aszites. Für die Erfassungskriterien eines entzündlichen Aszites finden sich in der verwendeten einschlägigen Literatur nur spärliche Angaben zu Sensitivität und Spezifität der Untersuchungsverfahren. Nach [2, 5, 35, 42, 73, 95, 96].

Vorliegen eines Eiweißgehaltes von  $\geq 2,5$  g/dl bietet nur eine Spezifität von 70% und eine Sensitivität von 75%, somit ist das Einbeziehen weiterer Diagnosekriterien von Bedeutung. Eine zytologische Untersuchung auf das Vorhandensein maligner Zellen bietet eine Sensitivität von  $\approx 80\%$ , bei 100% Spezifität. Auch eine Untersuchung auf Tumormarker, z.B. CEA, CA125 oder CA19-9, hat zwar eine äußerst hohe Spezifität, jedoch eine nur  $\approx 45\%$ ige Sensitivität. Experimentell wurden gute Ergebnisse mit der Bestimmung von Cholesterin, Fibronectin, VEGF (vascular endothelial growth factor), löslichem humanen Leukozyten-Antigen G (sHLA-G) und mit DNA-Zytometrien oder der Bestimmung der Telomerase-Aktivität erzielt. In der Routinediagnostik werden diese Verfahren jedoch nicht eingesetzt, da sie entweder zu aufwendig, nicht finanzierbar sind oder es keine belastbaren, durch Studien gewonnenen, Grenzwerte gibt [95, 96].

Für eine *infektiöse Ursache* sprechen eine Zellzahl  $> 250$  Granulozyten/ $\mu$ l, eine positive Bakteriologie, ein Laktatgehalt des Aszites von  $> 4,5$  mmol/l, ein Verhältnis Serumglukose zu Aszitesglukose  $> 1$ , sowie ein pH-Wert  $< 7,35$  [53, S.749][2, 5, 35, 42, 73, 95, 96]. Überwiegend gramnegative Keime sind dabei ein Hinweis auf eine spontanbakterielle Peritonitis (SBP), eine aerob-anaerobe Mischflora spricht hingegen für eine sekundäre Peritonitis nach einer intestinalen Perforation [95]. Die Diagnosekriterien sind in Tab. 1.2 noch einmal aufgeführt.

### 1.2.3 Prognostische Bedeutung

Zur Prognose der Leberzirrhose finden sich in der Literatur bei unterschiedlichen Studienkonzeptionen und Fragestellungen leicht unterschiedliche Angaben. Eine Studie von *Sauerbruch et al.* [77] ist in Tab. 1.4 zusammengefasst. In den Leitlinien von *Wiest* [95] wurde 2006 publiziert, dass ca. 50% der Patienten mit Leberzirrhose, welche einen Aszites entwickeln, trotz Therapie innerhalb von 2 Jahren versterben. Nach *Lammert* [53, S.751] führt eine unbehandelte Leberzirrhose mit Aszitesbildung innerhalb von 6 Monaten bei 50% der Patienten zum Tode. Als günstiger gilt die Überlebenschance, wenn der Aszites nach einem akuten Ereignis – wie einem Infekt oder einer Blutung – auftritt (65% der Patienten überleben 3 Jahre), als wenn er langsam progredient auftritt (nur 40% überleben 3 Jahre) [82, S.947].

In der Zusammenschau der vorliegenden Literatur muss jedoch festgestellt werden, dass das Auftreten von Aszites *immer* ein prognostisch ungünstiger Faktor für den Krankheitsverlauf der zu Grunde liegenden Erkrankung ist. Konsequenterweise findet sich der Grad der Aszitesbildung so auch als ein Item in der *Child-Pugh-Klassifikation* zur Stadieneinteilung der Leberzirrhose (vgl. Tab. 1.3).

Bei Patienten mit malignem Aszites gilt Ähnliches. In einer Metaanalyse von über 3100 Patientenakten, in denen die Diagnose eines kolorektalen Karzinoms gestellt wurde, betrug das mediane Überleben der Patienten ohne Nachweis einer peritonealen Tumoraussaat 11,6 Monate, mit Peritonealkarzinose 7,7 Monate [4, 51]. Das Auftreten von Aszites verschlechterte die Prognose nochmals [38].

Parameter	1 Punkt	2 Punkte	3 Punkte
Serum-Albumin (g/l)	> 3,5	2,8 – 3,5	< 2,8
Bilirubin (mg/dl)	< 2,0	2,0 – 3,0	> 3,0
Quick (%)	> 70	40 – 70	< 40
Aszites	Kein	Mäßig	Viel
Enzephalopathie	Keine	Grad I-II	> Grad II

**Tabelle 1.3:** Child-Pugh-Klassifikation zur Einteilung des Schweregrades der Leberzirrhose. Für die einzelnen Kriterien werden entsprechend Punkte vergeben und aufsummiert. Stadium Child-Pugh A: 5 – 6 Punkte, Stadium Child-Pugh B: 7 – 9 Punkte, Stadium Child-Pugh C: 10 – 15 Punkte [76, S.818].

Punkte	Child-Pugh	1 Jahr	5 Jahre	10 Jahre
5 – 6	<b>A</b>	84%	44%	27%
7 – 9	<b>B</b>	62%	20%	10%
10 – 15	<b>C</b>	42%	21%	0%

**Tabelle 1.4:** Prognose der Leberzirrhose nach Child-Pugh-Klassifikation. Angegeben sind die 1-Jahres-, die 5-Jahres- und die 10-Jahresüberlebensraten [77].

### 1.2.4 Spontanbakterielle Peritonitis (SBP)

Das Auftreten einer *spontanbakteriellen Peritonitis (SBP)* stellt eine der häufigsten Komplikationen der Aszitesbildung dar. Sie tritt bei ca. 10 bis 20% der Patienten mit Aszites

auf und geht mit einer Mortalität von bis zu 50%, bei schlechter Leberfunktion sogar bis zu 90%, einher. Die SBP ist grundsätzlich definiert als Infektion eines Aszites bei fehlender intestinaler Läsion [53, S.753]. Klinische Leitsymptome sind abdominale Schmerzen, Fieber und Ikterus, es fehlen aber in bis zu 50% der Fälle typische Peritonitiszeichen, 30% verlaufen inapparent. Außerdem findet sich nur bei ca. zwei Drittel der Patienten mit einer SBP auch ein Aszites [96].

Pathogenetisch spielen vor allem eine Überwucherung des Darmes mit gramnegativen Bakterien, insbesondere *E. coli*, sowie eine pathologisch erhöhte intestinale Permeabilität durch Ödembildung in den Darmwänden eine Rolle [95]. Zudem kommt es durch die Grunderkrankung zu einer Verminderung der humoralen und insbesondere der komplementvermittelten Abwehr. Zusätzlich wird durch die Ausbildung portokavaler Anastomosen bei portaler Hypertension das retikuloendotheliale System der Leber teilweise umgangen. Im Gegensatz zu den sekundären Peritonitiden ist die SBP in der Regel eine monobakterielle Infektion, in 70% der Fälle hervorgerufen durch *E. coli*, in 20% durch grampositive Enterokokken und in ca. 10% durch Anaerobier [53, S.753] [95, 96].

Bei Verdacht auf einen infektiösen Aszites werden während der Aszitespunktion zwei Blutkulturflaschen beimpft, auf Grund der hohen Mortalität wird jedoch schon vor Vorliegen des bakteriologischen Ergebnisses bei einer Zellzahl  $> 250$  Granulozyten/ $\mu\text{l}$  Aszites eine kalkulierte antibiotische Therapie mit Aminopenicillinen oder Cephalosporinen eingeleitet. Hierdurch kann die Mortalität auf ca. 30% gesenkt werden. Da Rezidive häufig sind, wird eine antibiotische Sekundärprophylaxe mit z.B. Gyrasehemmern empfohlen, die Rezidivrate lässt sich so von 70% auf ca. 20% senken [53, S.753] [96].

### 1.2.5 Therapeutische Möglichkeiten

Die Indikation zur Aszitesausschwemmung richtet sich auf Grund der schlechten Prognose der Patienten und des rein palliativen Charakters der Behandlung in erster Linie nach der Beschwerdesymptomatik der Patienten. Empfohlen wird eine Therapie bei großen Aszitesmengen mit Zwerchfellhochstand durch die Raumforderung und Dyspnoe, Schmerzen, Nabel- und Leistenhernien, sowie bei drohenden Asziteskomplikationen wie Herzinsuffizienz, rezidivierende Ösophagusvarizenblutungen und Anorexie<sup>4</sup> [82, S.943].

Die im folgenden wiedergegebenen Therapieempfehlungen beruhen auf der Einteilung durch *Wolf* in 4 Evidenzgrade A - D (vgl. Tab. 1.5). Die leitliniengetreue Therapie des unkomplizierten<sup>5</sup> portalen Aszites beruht auf der Einteilung der Aszitesbildung in 3 Schweregrade, wobei sich in der verwendeten Literatur keine konkreten Angaben zu den jeweils zugeordneten Aszitesmengen finden [95, 96]. Diese Einteilung findet sich jedoch auch in der *Child-Pugh-Klassifikation* (vgl. Abschnitt 1.2.3) wieder:

- *Grad I* ist definiert als minimaler, nur sonographisch nachweisbarer Aszites. Es erfolgt keine spezifische Therapie, allerdings wird dem Patienten eine Natriumrestriktion empfohlen. Es folgen engmaschige Kontrolluntersuchungen.

<sup>4</sup>Hier ist die eigentliche Anorexie, die Appetitlosigkeit gemeint, nicht die Anorexia nervosa.

<sup>5</sup>Als unkompliziert gilt der Krankheitsverlauf bei einem nicht malignen, nicht infizierten Aszites ohne Vorliegen eines hepatorenenalen Syndroms [95].

Grad	Bedeutung
<b>A</b>	Therapieempfehlungen, welche auf Ergebnissen aus Metaanalysen randomisierter Studien oder auf einzelnen randomisierten Studien mit engem Konfidenzintervall beruhen
<b>B</b>	Empfehlungen aus Übersichtsarbeiten aus Kohortenstudien und einzelnen Kohortenstudien
<b>C</b>	Ergebnisse aus Fall-Kontrollstudien
<b>D</b>	Expertenmeinungen

**Tabelle 1.5:** Evidenzgrade nach *Woolf* [44].

- *Grad II* bedeutet mäßiger Aszites. Therapiert wird durch eine Natriumrestriktion, sowie eine diuretische medikamentöse Therapie.
- *Grad III* heißt Vorliegen eines ausgedehnten Aszites. Die Therapie besteht aus therapeutischer Parazentese, Natriumrestriktion und Diuretikagabe.

Die Therapieempfehlungen lauten im Einzelnen:

**Natriumrestriktion:** Die klassische diätetische Natriumrestriktion auf 88 mmol NaCl pro Tag (entsprechend 2 g Kochsalz) führt über eine negative Natriumbilanz zu einer langsamen Mobilisation des Aszites (*Evidenzgrad A*) [53, S.750] [76, S.826]. Der therapeutische Effekt ist jedoch nur gering, so dass eine Diuretikagabe als eigentliche Basistherapie erfolgen sollte. Eine stärkere Natriumrestriktion auf < 40 mmol NaCl/Tag zeigte in Metaanalysen randomisiert-kontrollierter Studien keinen signifikant besseren Therapieerfolg (*Evidenzgrad A*) [95, 96].

**Diuretikagabe:** Als medikamentöse Basistherapie hat sich in Studien die Gabe eines Aldosteronantagonisten wie z.B. Spironolacton 100 mg/Tag (*Evidenzgrad A*) bewährt. Zur Therapieeskalation stehen Schleifendiuretika wie Furosemid oder Torasemid zur Verfügung (*Evidenzgrad A*) [53, S.750].

**Allgemeinmaßnahmen:** Als supportive Maßnahme kann Bettruhe dienen, da diese über eine Erhöhung des effektiven zentralen Blutvolumens zu einer verstärkten Diurese und einer Inaktivierung des RAA-Systems (vgl. S. 13) führt (*Evidenzgrad A*) [95, 96]. Trotz eigentlicher Natriumüberladung des Körpers wird regelmäßig eine Hyponatriämie beobachtet. Diese wird als Verdünnungshyponatriämie bei deutlich erhöhtem extravasalen und -zellulärem Flüssigkeitsgehalt verstanden [53, S.748] [82, S.942] [95, 96]. Die in diesem Rahmen früher übliche Flüssigkeitsrestriktion auf 1 bis 1,5 l/Tag wird nur noch für Patienten mit einem Serumnatrium < 125 mmol/l empfohlen, da sonst die Gefahr einer Verschlechterung der Nierenfunktion besteht (*Evidenzgrad D*) [95].

**Aszitespunktion:** Bei therapierefraktärem Aszites wird die wiederholte therapeutische Parazentese empfohlen. Dabei wird die komplette Entfernung des Aszites angestrebt, bei sehr großen Aszitesmengen mindestens aber ein Ablassen von 4 bis 6 Litern Flüssigkeit

(*Evidenzgrad A*). Begleitend muss eine Plasmavolumenexpansion erfolgen (*Evidenzgrad A*), ab Punktionsmengen  $> 5l$  auch eine Gabe von 6 bis 8 g Albumin/l Aszitespunktat (*Evidenzgrad D*) [95, 96].

**Interventionelle Eingriffe:** Die Anlage eines transjugulären intrahepatischen portosystemischen Shunts (TIPS)<sup>6</sup> führt zwar zu einem Rückgang des Aszites, nicht jedoch zu einer signifikanten Verlängerung der Überlebenszeit (*Evidenzgrad A*) [53, S.751] [95]. Eine signifikante Besserung der ungünstigen Prognose bei therapierefraktärem Aszites (vgl. S. 16) wird in der Regel nur durch eine möglichst frühzeitige Lebertransplantation erreicht (*Evidenzgrad A*) [53, S.751] [95].

### 1.2.6 Aszitespunktion

Die Begriffe Aszites-, Peritonealpunktion und Parazentese bezeichnen denselben Eingriff und werden teilweise synonym gebraucht, wobei Parazentese in der Regel eher für die therapeutische Punktion [53, S.750] [82, S.944] und Aszites-, bzw. Peritonealpunktion für die diagnostische Punktion verwendet werden [42, S.79] [86, S.69].

#### Kontraindikationen und Nebenwirkungen

Die diagnostische Aszitespunktion stellt einen in der Regel risiko- und komplikationsarmen Eingriff dar. Als relative Kontraindikation gelten eine Gerinnungsstörung mit einem INR  $> 1,5$ , einer PTT  $> 50$  Sekunden und weniger als 50.000 Thrombozyten/ $\mu l$ , wobei bei Patienten mit eingeschränkter Lebersyntheseleistung das Vorliegen von Gerinnungsstörungen eher die Regel als die Ausnahme ist [25] [42, S.76 und S.79] [66].

Als Komplikationen treten in weniger als 0,2% der Fälle Blutungen [66] und selten Verletzungen intraabdominaler Organe und Infektionen der Bauchhöhle durch Verschleppung von Hautkeimen oder durch die Verletzung von Darmstrukturen auf [42, S.79]. Bei Ablassen großer Aszitesmengen im Rahmen einer therapeutischen Punktion kann es 5 bis 7 Tage nach Punktion durch den Flüssigkeitsverlust zu einem Postparazentese-Zirkulationsversagen<sup>7</sup> kommen. Die Entwicklung eines Postparazentese-Zirkulationsversagens ist mit einer hohen Mortalität behaftet [84, 95, 96].

Das Auftreten therapiebedingter Nebenwirkungen und Komplikationen wird mit 17 bis 27% geringer angegeben als bei rein medikamentöser Therapie (61%) [82, S.945]. Durch häufige Parazentesen kann sich aber das Risiko zur Entwicklung einer SBP erhöhen [53, S.750] [82, S.944].

#### Durchführung einer Aszitespunktion

Die Durchführung einer Aszitespunktion gliedert sich in mehrere Arbeitsschritte:

Zunächst erfolgt eine gründliche Aufklärung des Patienten, wobei neben den üblichen Punk-

<sup>6</sup>Ein TIPS stellt eine artifiziell herbeigeführte Anastomose zwischen einem Portalvenenast und einer Lebervene dar [14] [49, S.461ff.] [95].

<sup>7</sup>Hierunter wird eine rasche Reakkumulation von Aszites mit Entwicklung eines hepatorenenalen Syndroms und eine reaktive portale Hypertension mit systemischer Ausschüttung vasokonstriktiver Substanzen und einer resultierenden Verminderung des effektiven arteriellen Blutvolumens verstanden [37].

tionsrisiken wie Organverletzungen, Blutungen, Infektionen auch auf die Möglichkeit eines Postparazentese-Zirkulationsversagens 5 bis 7 Tage postpunktionell hingewiesen werden muss [25, 37, 66]. Die oben beschriebenen Kontraindikationen müssen vor jeder Punktion abgeklärt werden, in Einzelfällen können vor der Punktion Blutplasma und Thrombozytenkonzentrate transfundiert werden [25, 66].

Die Lagerung des Patienten kann entweder flach auf dem Rücken [42, S.79] oder mit leicht erhöhtem Oberkörper zum besseren Aszitesabfluss [25] erfolgen. Als geeignete Punktionsstellen gelten linker und rechter unterer Quadrant des Abdomens lateral der epigastrischen Gefäße, deren Verlauf in etwa der Linea semilunaris entspricht.<sup>8</sup> Alternativ kann auch medial der epigastrischen Gefäße paramedian unterhalb des Bauchnabels punktiert werden [25, 66]. In der Regel wird eine geeignete Punktionsstelle unter sonographischer Kontrolle identifiziert. Ob bei großen Aszitesmengen und Punktion im linken Unterbauch die sonographische Untersuchung auch ausbleiben kann, ist umstritten [66]. Während die präpunktionelle sonographische Kontrolle empfohlen wird, ist eine Aszitespunktion unter ständiger sonographischer Kontrolle mit einem erhöhten Infektionsrisiko assoziiert [25, 66].

Eine gründliche Hautdesinfektion und das Abdecken der Punktionsumgebung mit einem sterilen Lochtuch senken das Infektionsrisiko signifikant [25, 66]. Falls gewünscht kann eine Lokalanästhesie erfolgen, indiziert ist diese insbesondere bei großlumigen Punktionsverfahren (s.u.). Hierfür wird der Patient, wie auch später bei der eigentlichen Aszitespunktion, gebeten, durch Pressen den intraabdominellen Druck zu erhöhen. So gibt die Bauchdecke bei der Punktion nicht nach und die Gefahr der Perforation von Hohlorganen ist geringer. Nach Setzen einer Hautquaddel wird unter Aspirationskontrolle in Punktionsrichtung betäubt bis Aszites aspiriert wird [25]. Da insbesondere das Peritoneum sehr schmerzempfindlich ist, wird empfohlen, dieses durch eine sorgfältige Infiltrationsanästhesie zu betäuben.

Die eigentliche Aszitespunktion erfolgt entweder mit einer großlumigen Venenverweilkanüle [42, S.79], einer speziellen Schlottmann-Parazentese-Nadel [66] oder aufwändiger mittels Seldinger-Technik und Pigtail-Katheter [25]. Punktiert wird unter erneutem Pressen des Patienten meistens senkrecht zur Hautoberfläche. Sobald etwas Aszites aspiriert wird, muss die Nadel zum sicheren Erreichen des Aszites noch etwas vorgeschoben werden, dann wird bei der Verwendung einer Venenverweilkanüle die Stahlkanüle zurückgezogen und entsprechend einer peripheren Venenpunktion die Plastikkanüle vollständig vorgeschoben [25] [42, S.79] [66] [86, S.69]. Die Punktion durch Hämatome, Hautvarizen (Caput medusae) oder lokale entzündliche Hautveränderungen ist unbedingt zu vermeiden. Je nach Indikation und Verdachtsdiagnose werden Proben für laborchemische, bakteriologische und zytologische Untersuchungen entnommen [95, 96].

Wird zu therapeutischen Zwecken der gesamte Aszites abpunktiert, müssen Herzfrequenz und Blutdruck des Patienten engmaschig kontrolliert werden, da aufgrund des hohen Flüssigkeitsverlustes eine Schocksymptomatik auftreten kann. Unter Umständen muss der Patient während der Punktion umgelagert werden, um auch den Aszites auf der Gegenseite ablassen zu können [42, S.80] [86, S.69]. Eine begleitende Infusionstherapie zur Plasma-

---

<sup>8</sup>Die Linea semilunaris stellt als laterale Begrenzung des M. rectus abdominus einen Teil der Rektusscheide dar [78, S.310ff].

---

expansion z.B. mit Dextran-70 wird empfohlen, ebenso ab Punktionsmengen  $> 5l$  eine Substitution von Humanalbumin (vgl. S. 17) [94, 95, 96].

## 2 Grundlagen

In diesem Kapitel werden die Grundlagen und Funktionsprinzipien der in dieser Arbeit verwendeten Techniken und Methoden zur Generierung von Bilddaten und deren Bearbeitung erläutert. Die Anwendung dieser Verfahren auf die jeweiligen Patientendatensätze wird in Kapitel 3 ab Seite 37 beschrieben.

### 2.1 Computertomographie (CT)

Die verwendeten Bilddaten stammen aus Computertomographie-Untersuchungen, welche in der *Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie* des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf durchgeführt wurden und für diese Arbeit freundlicherweise in anonymisierter Form zur Verfügung gestellt wurden. Im Folgenden wird das Verfahren der Computertomographie näher dargestellt.

#### 2.1.1 Grundprinzipien der CT-Diagnostik

Die Computertomographie (CT) beruht wie das konventionelle Röntgen auf dem Einsatz von Röntgenstrahlung. Hierbei handelt es sich um elektromagnetische Wellen aus dem Wellenlängenbereich  $10^{-8}$  bis  $10^{-13}$ m, welche durch den Abbremsvorgang zuvor beschleunigter Elektronen beim Auftreffen auf ein Metall erzeugt werden [18, S.254] [55, S.367]. Zum Beschleunigen dient im medizinisch-diagnostischen Anwendungsbereich ein elektrisches Feld mit einer Spannung zwischen 25 und 150 kV, für die Computertomographie benutzt man typischerweise Beschleunigungsspannungen von 90 bis 140 kV [11, S.502] [18, S.266] [56] [52, S.573ff].

Beim Durchtritt der so erzeugten Strahlen durch ein Untersuchungsobjekt wird deren Intensität abhängig von der Dichte des durchstrahlten Gewebes in unterschiedlichem Ausmaß geschwächt. Beim konventionellen Röntgen entsteht auf diese Weise ein planares Projektionsbild. Ein derartiges Bild ist ein Summationsbild, die einzelnen röntgendichten Strukturen projizieren sich übereinander und addieren sich in ihrer Intensitätsschwächung auf. Zum einen geht hierbei die Tiefeninformation verloren, zum anderen lässt sich das deutlich röntgenkontrastärmere Weichteilgewebe so gar nicht darstellen [18, S.250]. Erste Konzepte den Verlust der Tiefeninformation rückgängig zu machen entstanden ab ca. 1920. Resultat war die *Verwischungstomographie*. Dabei wird während der Röntgenaufnahme die Strahlungsquelle in eine Richtung verschoben, der Röntgenfilm in die Gegenrichtung. Auf diese Weise verwischen alle Strukturen, die sich nicht in der Drehpunktebene des Bildes befinden. Die Bildinformation der verwischten Strukturen ist jedoch nicht verloren, sondern bildet sich als unscharfer Grauschleier ab, welcher über dem Bild liegt [11, S.498ff] [18, S.250f].

Die Computertomographie beruht auf diesem Grundkonzept. Bei der CT rotieren eine Röntgenröhre und ein gegenüberliegendes Detektorsystem  $360^\circ$  um das Untersuchungsobjekt. Es resultieren bei modernen CT-Scannern pro Körperschicht 800 bis 1500 Verwischungsbilder mit einem jeweils anderen Aufnahmewinkel, die aufgrund des Rotationsvorganges sinuskurvenförmig erscheinen [56]. Diese Rohdaten, auch *Sinogramm* genannt, enthalten gemäß der *Radontransformation*<sup>1</sup> die gesamten Bildinformationen als Projektionsbild [8] [18, S.257f] [43, S.12] [56].

Mit Hilfe eines mathematischen Verfahrens, der *gefilterten Rückprojektion*, lassen sich aus den Sinogrammen computergestützt Schichtbilder erzeugen [8] [18, S.258] [56].

### 2.1.2 Mehrzeilen- und Spiral-CT

Die ursprüngliche CT-Technik erzeugt wie oben beschrieben jeweils ein einzelnes Schichtbild, dann wird die Untersuchungsfläche mit dem Patienten wenige Millimeter bis Zentimeter inkremental entlang der  $z$ -Achse des Patienten verschoben und ein weiteres Schichtbild generiert [18, S.251ff] [48, S.12] [46, S.7]. Im späteren Datensatz entstehen so Schichtbilder mit einer gewissen Schichtdicke, der *Schichtkollimation*. Eine Weiterentwicklung stellt die *Mehrzeilen-CT* dar, welches durch den Einsatz mehrzeiliger Detektorsysteme vor allem die Untersuchungsdauer verkürzen konnte [18, S.256]. Jedoch gestatten auch die mehrzeiligen Geräte keine lückenlose Abtastung des Untersuchungsobjektes, sondern erzeugen weiterhin parallel angeordnete Schichtbilder mit einer gewissen Schichtdicke.

Seit Einführung der *Spiral-CT* ist es erstmals möglich, einen echten CT-Volumendatensatz zu erzeugen [81]. Hierbei wird die Untersuchungsfläche mit einem gewissen Vorschub durch die *Gantry*<sup>2</sup> gefahren. Es entsteht ein aus Patientensicht lückenloser helixförmiger Abtastvorgang, welcher zu jedem Punkt ein entsprechendes Sinogramm erzeugt [15, S.38]. Allerdings werden wie oben beschrieben für die Bildrekonstruktion eines Schichtbildes Sinogramme aller Untersuchungswinkel  $\gamma$  benötigt. Dieses Problem wird technisch gelöst, in dem die fehlenden Daten aus den jeweiligen Nachbarschichten per Interpolation generiert werden. Während des Interpolationsvorganges kann die zu rekonstruierende Schichtdicke gewählt werden, das sogenannte *Inkrement*. Ein kleineres Inkrement verringert den Partialvolumeneffekt (vgl. S. 25) führt aber zu einem höheren Bildrauschen [11, S.502] [18, S.259] [46, S.6].

Durch Änderung der Vorschubgeschwindigkeit der Untersuchungsfläche kann die Ausdehnung der Abtasthelix in  $z$ -Richtung variiert werden. Dies bezeichnet man als *Pitch-Faktor*. Die gängigste Definition des Pitchfaktors lautet [11, S.503] [18, S.259] [46, S.8f]:

$$Pitch = \frac{\text{Tischvorschub/Rotation}}{\text{Kollimation}} \quad (2.1)$$

Ein Pitchfaktor von 1 bedeutet demnach, dass sich der Tisch während einer  $360^\circ$ -Drehung

<sup>1</sup>Johann Radon konnte 1917 zeigen, dass sich eine zweidimensionale Objektlandschaft mit einer unendlichen Anzahl von Linienintegralen exakt beschreiben lässt [56].

<sup>2</sup>Als Gantry wird das eigentliche CT-Gerät bestehend aus Röntgenröhre, Detektorsystem und Untersuchungsöffnung bezeichnet [11, S.502] [46, S.6].

der Röntgenröhre um eine Schichtdicke in  $z$ -Richtung bewegt, ein Pitch  $< 1$  beschreibt eine engere Helix mit sich teilweise überlappenden Schichten und besserer Bildqualität. Dies bedingt jedoch auch eine insgesamt höhere Strahlenapplikation, da die Untersuchungs- und Durchleuchtungszeit durch den langsameren Tischvorschub ansteigt [18, S.266f]. Da sowohl Tischvorschub pro Rotation als auch die Kollimation in  $mm$  angegeben werden, ist der Pitch eine dimensionslose Größe [46, S.9].

### 2.1.3 Artefakte in der CT

Als *Artefakt* bezeichnet man einen Fehler in der Bilddarstellung, welcher entweder während des Untersuchungsvorganges oder während der Bildrekonstruktion aus den CT-Rohdaten entsteht, oder welcher durch die technischen Rahmenbedingungen der Computertomographie bedingt ist [18, S.259]. Im folgenden sollen die für die Computertomographie bedeutendsten Artefakte kurz dargestellt werden:

**Aufhärtingsartefakte:** Am Übergang zweier Gewebe mit sehr unterschiedlichen Röntgengichtewerten, wie z.B. zwischen Knochen und Weichteilgewebe, kommt es infolge einer überproportionalen Strahlenaufhärtung zu sogenannten Aufhärtingsartefakten mit artifizierlicher Erhöhung der Röntgengichte des weniger röntgengichteten Gewebes [48, S.11].

**Bildrauschen:** Das Bildrauschen wird durch die am Detektor registrierte Strahlungs-dosis, die Absorption im Patienten, die Bildrekonstruktion und durch das Elektronikrauschen, welches in der Verstärkerelektronik des Detektors entsteht, bestimmt. Das Verhältnis zwischen Strahlungs-dosis  $D$  und dem Quadrat des Bildrauschen  $\sigma$  verhält sich umgekehrt proportional [72]:

$$\sigma = \frac{1}{\sqrt{D}} \Leftrightarrow \sigma^2 = \frac{1}{D} \quad (2.2)$$

Demzufolge würde man bei gleichbleibender Schichtdicke eine vierfach höhere Strahlendosis benötigen, um das Bildrauschen zu halbieren. Durch die notwendige Strahlenhygiene mit möglichst großer Reduktion der Strahlendosis kommt es bei CT-Aufnahmen zu einem nicht unerheblichen Bildrauschen. Es entstehen so relativ inhomogene Schichtbilder. Zudem entstehen durch die verwaschenen Bilder *ausgefranst* wirkende Objektgrenzen [52, S.373ff] [72].

**Metallartefakte:** In den Körper eingebrachte metallhaltige Objekte, z.B. Endoprothesen, chirurgische Schrauben oder Zahnfüllungen absorbieren in starkem Umfang die abgegebene Röntgenstrahlung. Gleichzeitig kommt es durch das röntgengichtete Material zu einer starken lokalen Streustrahlung. Dies führt im rekonstruierten Bild zu dunklen Artefakten zwischen den Metallobjekten und zu hellen sternförmigen Überstrahlungen des Gewebes in der Nachbarschaft der Metallimplantate [18, S.260] [69, S.36].

**Partialvolumeneffekt:** Die Anzahl der Detektorelemente bei der CT ist schlussendlich begrenzt. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von einer *diskreten* Anordnung von Detektorelementen. Jedes dieser Detektorelemente kann nur einen Untersuchungswert messen und übermitteln. Dies führt insbesondere an Objektkanten zu Bildartefakten, besonders dann, wenn diese diagonal verlaufen. Projizieren sich zwei unterschiedlich röntgendichte Strukturen auf ein Detektorelement, wird ein Mittelwert der beiden Intensitätsabschwächungen gemessen, das Objekt erscheint unscharf begrenzt und etwas vergrößert. In diesem Grenzbereich lassen sich die gemessenen Grauwerte dann keiner Objektstruktur sicher zuordnen [6] [18, S.259] [43, S.13].

**Streustrahlenartefakte:** Liegen mehrere stark röntgendichte Strukturen dicht beieinander – wie z.B. im Schulter- und Beckenbereich – kommt es zu einem ähnlichen Effekt. Dort kann sich das Nutzsignal soweit abschwächen, dass die Streustrahlung überwiegt. Hieraus resultieren bei Verwendung der gefilterten Rückprojektion zur Bildrekonstruktion streifige Artefakte [18, S.260] [72].

#### 2.1.4 Internationale Konventionen bei der Bilddarstellung

Bei der Computertomographie unterliegt sowohl die Seitenbezeichnung als auch die Grauwertdarstellung der rekonstruierten Schichtaufnahmen internationalen Konventionen. So ist es seit ca. 1985 üblich, dass die Seitenbezeichnung der Schichtbilder so erfolgt, als ob man von unten auf das CT-Bild schauen würde, die rechte Bildhälfte entspricht daher der linken Körperhälfte und umgekehrt [11, S.506].

Die gemessenen Schwächungswerte  $\mu$  der applizierten Röntgenstrahlung werden bei der Computertomographie als Graustufen dargestellt. International hat sich der Vorschlag von *Hounsfield* durchgesetzt, die Grauwerte auf eine Skala zu transformieren, in der sie in Bezug zur Röntgenabschwächung von Wasser gesetzt werden. Diese Skala wird als *Hounsfield-Skala* bezeichnet, die Grauwerte als *Hounsfield-Einheiten (HU)* [11, S.504]. Die Transformation auf die Hounsfield-Skala erfolgt anhand folgender Gleichung [18, S.261] [43, S.13]:

$$HU = \frac{\mu - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \times 1000 \quad (2.3)$$

Auf dieser Skala erhält Luft den HU-Wert  $-1000$ , Wasser den Wert  $0$ . Nach oben ist die Skala theoretisch offen, in der Praxis werden jedoch selten HU-Werte  $> 1000-3000$  erreicht, so dass die HU-Skala maximal von  $-1000$  bis  $+3000$  reicht. Dieser Bereich kann mit einer Graustufentiefe von 12 Bit (entsprechend 4096 möglichen Grauwerten:  $2^{12} = 4096$ ) optimal gespeichert werden. Niedrige Röntgenabschwächungen werden mit der Farbe schwarz dargestellt, hohe Abschwächungen weiß. Computermonitore können jedoch in der Regel nur 256 Grauwerte darstellen, das menschliche Auge selbst unter optimalen Bedingungen sogar nur 20 bis 50 verschiedene Grautöne wahrnehmen [43, S.285] [46, S.16]. Daher müssen die HU-Werte in einem geeigneten wahrnehmbaren und unterscheidbaren Ausschnitt abgebildet werden. Dieses bezeichnet man als *Fenster-*, bzw. als *Level-Window-Technik* [11, S.504] [18, S.261f] [55, S.389].

Jedes *Fenster* hat dabei eine definierte *Fensterbreite*, *Window Width* ( $WW$ ) und eine *Fenstermitte*, *Window Level* ( $WL$ ). Die Grauwerte  $G$  in dem jeweiligen Fenster werden nach folgender Formel dargestellt [18, S.262]:

$$G = 255 \times \begin{cases} 0 & \text{fuer } HU - \text{Werte} \leq WL - \frac{WW}{2} \\ WW^{-1} \times (HU - \text{Wert} - WL + \frac{WW}{2}) & \text{sonst} \\ 1 & \text{fuer } HU - \text{Werte} \geq WL + \frac{WW}{2} \end{cases} \quad (2.4)$$

Übliche Fenster für die Darstellung von knöchernen Strukturen sind  $WL = +300$  HU,  $WW = 1500$  HU, für Weichteile  $WL = +50$  HU,  $WW = 350$  HU und für die Lunge  $WL = -200$  HU,  $WW = 2000$  HU [18, S.262f] [46, S.16].

Die in der CT entstehenden Projektionsbilder werden meistens mit einer Auflösung von  $512 \times 512$  *Pixeln*, (*Picture x element*) dargestellt [11, S.502] [43, S.12]. Durch die jeweilige Schichtdicke entsteht eine dritte Dimension in  $z$ -Richtung, sodass nicht von *Pixeln*, sondern von *Voxeln* (*Volume x element*) gesprochen wird [18, S.263] [68].

Um die Bilddaten geräteunabhängig archivieren, übermitteln und austauschen zu können bedarf es eines internationalen Bilddatenstandards. Hier hat sich mittlerweile das *DICOM 3.0-Format* durchgesetzt. Das DICOM-Format ist modular aufgebaut und besteht neben den eigentlichen Bilddaten aus verschiedenen definierten *object classes*, Gruppen, in denen Struktur- und Bildzusatzinformationen wie Patientennamen, Geburts- und Untersuchungsdatum gespeichert werden können [43, S.37f]. Zusätzlich werden in *service classes* Kommandos und Protokolle bereitgehalten, mit denen ein digitaler Austausch und eine Archivierung der Bilddaten über übliche Computer-Netzwerkprotokolle wie TCP/IP möglich ist [54, S.785f] [64, 71].

## 2.2 Medizinische Bildbe- und -verarbeitung

In diesem Abschnitt wird die Arbeitsweise der in dieser Arbeit verwendeten Bildverarbeitungsverfahren allgemein erläutert. Die Anwendung der vorgestellten Verfahren auf die Patientendatensätze wird in Abschnitt 3.2 ab Seite 39 beschrieben.

### 2.2.1 Begriffsklärung

Die Begriffe *Bildbearbeitung* und *Bildverarbeitung* werden in der Literatur teilweise synonym gebraucht. In dieser Arbeit wird sich jedoch an der Terminologie von *Lehmann* (vgl. [55, S.363f] [54, S.766ff]) orientiert. Lehmann spricht von *Bildbearbeitung* im Zusammenhang mit Verfahren, welche wie Filterungen, Faltungen und Grauwertmodifikationen ohne Vorwissen auf den Bildinhalt eingesetzt werden können. Als *Bildverarbeitung* bezeichnet er Verfahren, welche sich mit einzelnen Strukturen, Regionen und Objekten des Bildes befassen.

Als Hauptproblem der computergestützten Verarbeitung medizinischer Bilddaten wird die *semantic gap*, die Diskrepanz zwischen der hochdifferenzierten Bildinterpretation durch

menschliche Benutzer und den beschränkten voxelbasierten Bildmerkmalen, auf die automatische und halbautomatische Bildverarbeitungssysteme angewiesen sind, beschrieben [54, S.767]. Für die *semantic gap* werden mehrere Gründe angeführt:

- Die Heterogenität des Bildmaterials. Alle biologischen Strukturen unterliegen interpersonellen Variationen, die einen vorher festgelegten Bildverarbeitungsablauf nahezu unmöglich machen. Hinzu kommen intrapersonelle Veränderungen durch Atembewegungen oder Bewegungsartefakte während der Bildgenerierung [55, S.365] [54, S.464].
- Unschärfe Objektgrenzen. Bei der Computertomographie kommt es durch den hohen Wassergehalt des menschlichen Körpers zu einer sich teilweise nur im Promillebereich unterscheidenden Röntgenabschwächung insbesondere der parenchymatösen Organe und damit zu sehr ähnlichen bis sich teilweise überlappenden Grau- bzw. Hounsfield-Werten (vgl. Tab. 3.2). Dadurch, dass der Hintergrund der Organe meist durch Muskel- bzw. Fettgewebe gebildet wird, entsteht ein schlechter Kontrast, welcher die Strukturabgrenzung erschwert [11, S.504] [18, S.262]. In der klassischen Projektionsradiographie trägt dagegen vor allem der Summationseffekt zu den unscharfen Objektgrenzen bei [55, S.365].
- Bildrauschen (vgl. S. 24).

### 2.2.2 Bildbearbeitung

Die Methoden der Bildbearbeitung dienen meist der Vor- oder Nachbearbeitung der Bilddaten [55, S.399] [54, S.767]. Im Folgenden werden die in dieser Arbeit eingesetzten Bildbearbeitungsmethoden vorgestellt.

### 2.2.3 Filterung

Bildfilter gehören zu den *lokalen Operatoren*. Hierunter versteht man Verfahren zur Bildbearbeitung, bei denen jeder Pixel oder Voxel einer auf seine direkte Nachbarschaft ausgerichteten Transformation, auch *Faltung* genannt, unterzogen wird [43, S.53]. Dazu bedient man sich meistens sogenannter *Templates*. Ein Template ist eine kleine quadratische Maske mit ungerader Seitenlänge, z.B.  $3 \times 3$  oder  $5 \times 5$  Pixel. Das Template wird in einer Ecke des Bildes positioniert. Alle Pixel, welche von der Maske bedeckt werden, werden als *Kernel* bezeichnet. Die Grauwerte des Kernels werden in  $x$ - und  $y$ -Richtung zunächst mit der Wichtung des Templates  $g(i, j)$  multipliziert und anschließend aufaddiert. Das Ergebnis wird als Grauwert in den zentralen Maskenpixel eingetragen [43, S.53]:

$$\tilde{f}(x, y) = \sum_{i=-m}^m \sum_{j=-m}^m f(x+i, y+j) \times g(i, j) \quad (2.5)$$

Anschließend wird das Template auf dem Ursprungsbild solange zeilen-, bzw. spaltenweise verschoben, bis alle Pixel transformiert wurden [43, S.52ff] [54, S.767f] [55, S.401].

### Glättungsfilter

Glättungsfilter homogenisieren das Bild, so dass z.B. Bildrauschen (vgl. S. 24) reduziert wird. Dies vereinfacht die nachfolgende Segmentierung. Die Wichtungsfaktoren der einzelnen Pixel des Templates bestimmen dabei den Charakter des verwendeten Filters. Besteht das Template nur aus positiven Einträgen, resultiert daraus ein *Glättungsfilter* [55, S.401]. Der *Mittelwertfilter* ist ein einfacher Glättungsfilter. Hierbei wird dem zentralen Pixel des Templates der gemittelte Grauwert aller in der Maske enthaltener Pixel zugeordnet. Diese Berechnung erfolgt für jeden einzelnen Pixel. Das Ergebnis ist ein weichgezeichnetes Bild, Kanten werden *verschmiert*. Je größer die Maske ist, desto glatter aber auch unschärfer wird das Bild [43, S.54f].

Der *Binomialfilter* (oder auch *Gaußfilter*) stellt einen komplexeren Glättungsfilter dar, welcher die Gauß'sche-Normalverteilung auf die oben beschriebene Filtermaske anwendet und die Bildpunkte entsprechend der Gauß'schen-Glockenkurve gewichtet (Abb. 2.1). Dies bedeutet, dass mit zunehmendem Abstand vom Filterpunkt der Glättungseffekt abnimmt. Dadurch bleiben Kanten im Bild stärker erhalten und das Bild verliert nicht so sehr an Schärfe wie beim Mittelwertfilter [43, S.54f].

$$M_{3,3} = \frac{1}{9} \cdot \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline \end{array} \quad G_{3,3} = \frac{1}{16} \cdot \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline 2 & 4 & 2 \\ \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline \end{array}$$

a b

**Abbildung 2.1:** Templates eines Mittelwert- (a) und eines Binomialfilters (b). Nach [43, 55]

### Kantenfilter

Durch die Verwendung positiver und negativer Operatoren im Template können Kanten und Kontraste des Bildes verstärkt und einzelne Objekte besser voneinander abgegrenzt werden, gleichzeitig steigt aber auch das Bildrauschen. Werden die einzelnen Template-Werte darüber hinaus asymmetrisch, bzw. *anisotrop* angeordnet, lassen sich Kontraste richtungsselektiv verstärken [54, S.769] [55, S.402] [43, S.57ff]. Ein Beispiel für einen isotropen Kantenfilter ist der *Binomial-Hochpassfilter* (Abb. 2.2), einen wichtigen anisotropen Filter stellt der *Sobel-Filter* dar.

Kantenfilter beruhen auf einem mathematischen Verfahren zur Kantendetektion, welches auch für andere Bildverarbeitungsverfahren, wie für das *LiveWire-Verfahren* (vgl. S. 32) von Bedeutung ist. Daher soll hier näher auf die Rechenoperationen eingegangen werden. Die nächsten beiden Formeln werden dabei in der Praxis nicht eingesetzt, verdeutlichen aber den mathematischen Hintergrund des Mechanismus.

Der Betrag der ersten Ableitung der mathematischen Bildfunktion  $f$  nimmt an Kanten ein lokales Maximum an. Der Gradient von  $f$  ist ein Vektor, welcher stets in Richtung der größ-

$$\begin{array}{ccc}
 \begin{array}{|c|c|c|}
 \hline
 -1 & -2 & -1 \\
 \hline
 -2 & 12 & -2 \\
 \hline
 -1 & -2 & -1 \\
 \hline
 \end{array} & \mathbf{S}_x = \frac{1}{8} \cdot & \begin{array}{|c|c|c|}
 \hline
 -1 & 0 & 1 \\
 \hline
 -2 & 0 & 2 \\
 \hline
 -1 & 0 & 1 \\
 \hline
 \end{array} \\
 \mathbf{B}_{3,3} = \frac{1}{24} \cdot & & \mathbf{a} \qquad \qquad \qquad \mathbf{b} \\
 \\
 \begin{array}{|c|c|c|}
 \hline
 -1 & -2 & -1 \\
 \hline
 0 & 0 & 0 \\
 \hline
 1 & 2 & 1 \\
 \hline
 \end{array} & \mathbf{S}_y = \frac{1}{8} \cdot & \begin{array}{|c|c|c|}
 \hline
 -2 & -1 & 0 \\
 \hline
 -1 & 0 & 1 \\
 \hline
 0 & 1 & 2 \\
 \hline
 \end{array} \\
 \mathbf{c} & & \mathbf{d}
 \end{array}$$

**Abbildung 2.2:** Templates eines Binomial-Hochpass- (a) und eines Sobelfilters mit Betonung vertikaler (b), horizontaler (c) und diagonaler Kanten (d). Nach [43, 55].

ten Steigung von  $f$  weist und senkrecht zur Kantenrichtung steht. Er ist folgendermaßen definiert [43, S.57ff]:

$$\mathit{grad}(f(x, y)) = \begin{pmatrix} \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} \\ \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f'_x(x, y) \\ f'_y(x, y) \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

Da die Bilddaten jedoch digital und damit *diskret* vorliegen, können die partiellen Ableitungen nicht direkt berechnet werden. Es ist daher notwendig die partiellen Ableitungen näherungsweise zu ermitteln [43, S.57ff]:

$$\begin{aligned}
 f'_x(x, y) &\leftarrow \frac{f(x, y) - f(x-1, y)}{x - (x-1)} = f(x, y) - f(x-1, y) \\
 f'_y(x, y) &\leftarrow f(x, y) - f(x, y-1)
 \end{aligned} \quad (2.7)$$

Wie oben beschrieben, werden diese beiden Formeln im eigentlichen Kantenfilter nicht verwendet. Stattdessen werden sogenannte *Differenzoperatoren* eingesetzt. Auch hier erhält man die Näherung der partiellen Ableitungen  $f'_x(x, y)$  und  $f'_y(x, y)$ . Differenzoperatoren sind einfache Templates, entsprechend Abb. 2.3.

Ermittelt man nun den Betrag von  $\mathit{grad}(f(x, y))$  und damit die Stärke der Änderung von  $f$ , sowie seinen Winkel durch Einsetzen der partiellen Ableitungen in die im Folgenden aufgeführten Gleichungen, erhält man ein *Gradientenbild*, welches die Stärke des Gradienten und seine Richtung für jeden Bildpunkt wiedergibt [43, S.58f]:

$$|\mathit{grad}(f(x, y))| = \sqrt{f'^2_x(x, y) + f'^2_y(x, y)} \quad (2.8)$$

$$\begin{array}{c}
 \mathbf{D}_x = \frac{1}{2} \cdot \begin{array}{|c|c|c|} \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline -1 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline \end{array} \\
 \mathbf{a}
 \end{array}
 \quad
 \begin{array}{c}
 \mathbf{D}_y = \frac{1}{2} \cdot \begin{array}{|c|c|c|} \hline 0 & -1 & 0 \\ \hline 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline \end{array} \\
 \mathbf{b}
 \end{array}$$

**Abbildung 2.3:** (a) Differenzoperator  $D$  in  $x$ -Richtung ( $D_x$ ), (b) Differenzoperator  $D_y$ . Nach [43].

Die Richtung des Gradienten wird durch den Winkel  $\Phi(x, y)$  zwischen Vektor und  $x$ -Achse dargestellt. Für den Winkel gilt die Gleichung [43, S.58f]:

$$\tan \Phi(x, y) = \frac{f'_y(x, y)}{f'_x(x, y)} \quad (2.9)$$

Da die eigentlichen Kanten jedoch zwischen zwei Pixeln liegen, setzt man symmetrische Differenzoperatoren ein (Abb. 2.4). Durch dieses Layout des Templates resultiert aber auch eine ungewollte Verbreiterung der Kanten.

$$\begin{array}{c}
 \mathbf{SD}_x = \frac{1}{2} \cdot \begin{array}{|c|c|c|} \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline -1 & 0 & 1 \\ \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline \end{array} \\
 \mathbf{a}
 \end{array}
 \quad
 \begin{array}{c}
 \mathbf{SD}_y = \frac{1}{2} \cdot \begin{array}{|c|c|c|} \hline 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline 0 & -1 & 0 \\ \hline \end{array} \\
 \mathbf{b}
 \end{array}$$

**Abbildung 2.4:** (a) Symmetrischer Differenzoperator in  $x$ - und (b) in  $y$ -Richtung. Nach [43].

Der *Sobel-Filter* beruht auf dem Prinzip der Differenzoperatoren. Dieses wird mit einem Binomial-Filter zur Bildglättung kombiniert, so dass kleine, auf Bildrauschen beruhende, Gradienten nicht dargestellt werden (Abb. 2.2 und Abb. 2.4) [43, S.59f].

### Gefäßfilter

Zur halbautomatischen Detektion von Gefäßen können *Gefäß- oder Vesselness-Filter* eingesetzt werden. Die meisten Gefäßfilter beruhen auf der Annahme, dass ein mit *Kontrastmittel* hervorgehobenes Gefäß eine zylinderförmige Struktur hat, deren Grauwert entlang des Gefäßverlaufes nahezu konstant ist, während senkrecht hierzu ein starker Helligkeitsgradient auftritt [90].

In dieser Arbeit wurde der Gefäßfilter nach *Frangi* [32] verwendet. Er verwendet als mathematische Grundlage eine Geschwindigkeitsfunktion, welche innerhalb zylindrischer Objekte groß und außerhalb dieser möglichst klein ist. Senkrecht zum Gefäßverlauf, also von der Gefäßmitte zum Gefäßendothel hin, wird eine Gauß-Normalverteilung der Helligkeitswer-

te angenommen. Verschiedene Gewichtungsfaktoren erlauben eine Veränderung der Breite der Gauß-Verteilung, der Definition von Asymmetrie, Kugelähnlichkeit und Konsistenz des Gefäßes. Durch die Verkleinerung des letzten Gewichtungsfaktors kann interaktiv die Berücksichtigung von Rauschartefakten verringert werden [32, 90].

### Morphologische Filterung

Die morphologische Filterung ist ein weiteres, häufig eingesetztes, Bildbearbeitungsverfahren. Im Gegensatz zu den Glättungs- und Kantenfiltern wird sie jedoch vor allem auf Binärbilder angewandt<sup>3</sup>. Die morphologische Filterung bedient sich mathematisch-informatischer Operatoren wie *AND* und *OR*. Im Folgenden werden die angewendeten Verfahren vorgestellt.

- Erosion. Die Erosion beruht auf einer *AND*-Verknüpfung von Ausgangsbild und Template. Sie führt zu einer Verkleinerung des Objektes [54, S.469].
- Dilatation. Im Gegensatz dazu setzt die Dilatation eine *OR*-Verknüpfung ein und führt zu einer Vergrößerung des Bildobjektes [54, S.769].
- Opening. Zunächst wird eine Erosion, anschließend eine Dilatation durchgeführt. Dadurch werden einzelne Pixel vom Objektrand oder dem Hintergrund entfernt ohne das Bildobjekt in seiner Größe nennenswert zu verändern [55, S.402].
- Closing. Nach einer zuerst durchgeführten Dilatation folgt eine Erosion. So werden kleine Löcher im Bildobjekt geschlossen. Wie beim Opening bleibt durch die Kombination von Dilatation und Erosion die Objektgröße annähernd gleich [55, S.402].

#### 2.2.4 Segmentierung

Die Bildverarbeitung medizinischer Bilddaten befasst sich – wie oben erwähnt – mit der Heraus- und Bearbeitung einzelner Bildobjekte [54, S.767]. Ein Hauptbestandteil dieser Arbeit besteht aus der *Segmentierung* einzelner Organe und anatomischer Strukturen aus CT-Datensätzen.

Als Segmentierung bezeichnet man allgemein die Einteilung des Bildes in *örtlich zusammenhängende Bereiche* [54, S.773] [55, S.408]. Handels definiert Segmentierung hingegen als *Abgrenzung verschiedener diagnostisch oder therapeutisch relevanter Bildobjekte* [43, S.95]. Die auf Seite 26 aufgeführten Probleme behindern eine automatische Segmentierung jedoch erheblich. Daher kommen verschiedene halbautomatische und manuelle Verfahren zum Einsatz, die im Folgenden vorgestellt werden.

#### Schwellwertverfahren

Das *Schwellwert- oder Treshold-Verfahren* ist ein grundlegendes statisches pixelorientiertes Segmentierungsverfahren und wird auch im Rahmen anderer Segmentierungsverfahren, wie

---

<sup>3</sup>Als Binärbild bezeichnet man ein Bild mit nur 2 Pixelwerten. Dabei wird konventiongemäß das Objekt weiß dargestellt, der Bildhintergrund schwarz [54, S.769] [55, S.402].

dem Region Growing-Verfahren eingesetzt [54, S.773] [55, S.408f].

Für das Threshold-Verfahren werden zwei Schwellwerte, ein oberer Threshold ( $t_{oben}$ ) und ein unterer Threshold ( $t_{unten}$ ) als Grau- oder HU-Wert definiert. Nur Voxel, deren Grauwerte in diesem Threshold-Intervall liegen, werden berücksichtigt, andernfalls wird der ursprüngliche Grauwert mit einem 0-Wert überschrieben [43, S.96]:

$$B(x, y, z) = \begin{cases} 1, & \text{IF } t_{unten} \leq f(x, y, z) \leq t_{oben} \\ 0, & \text{ELSE} \end{cases} \quad (2.10)$$

Die Ausgabe als Binärbild  $B(x, y, z)$  wird im Rahmen von Segmentierungen eingesetzt, die ebenfalls mögliche Darstellung als Grauwertbild  $G(x, y, z)$  kann zur Bildvorverarbeitung verwendet werden. Durch die statische Vergabe der Schwellwerte entsteht jedoch oft ein unbefriedigendes Segmentationsergebnis, da z.B. Partialvolumeneffekte nicht ausreichend berücksichtigt werden und so kleinere Strukturen nicht mitsegmentiert werden [43, S.96].

### Regionenorientierte Segmentierungsverfahren

Regionenorientierte Segmentationsverfahren wie das *Region Growing* sind halbautomatische Verfahren, welche als Binärbild immer zusammenhängende Bildregionen ausgeben und dadurch im optimalen Fall keine oder nur eine geringe Bildnachbearbeitung erfordern [43, S.100] [54, S.776] [55, S.411]. In der eigentlichen Definition bezeichnet *Region Growing* die Segmentierung in einem zweidimensionalen Bild und *Volume Growing* die Segmentierung einer dreidimensionalen Bildfolge, z.B. eines CT-Datensatzes [43, S.100]. Die Begriffe werden dennoch häufig synonym gebraucht, bzw. auch dreidimensionales Volume Growing wird als Region Growing bezeichnet, so auch im Folgenden.

Für die regionenbasierte Segmentierung wird ein *Seed Point (Saatpunkt)* manuell in die zu segmentierende Struktur gesetzt und ein Threshold-Intervall ähnlich wie bei der schwellwertbasierten Segmentierung definiert. Vom Saatpunkt aus werden nach und nach die Nachbarvoxel in die Segmentationsmaske inkludiert, wenn deren Grauwert innerhalb des Threshold-Intervalls liegt. Dies wird so oft wiederholt, bis keine in der Nachbarschaft der Suchmaske befindlichen unsegmentierten Voxel mehr den Einschlusskriterien unterliegen (Abb. 2.5) [43, S.100ff] [54, S.776] [55, S.411]. Als Problem erweist sich in der Praxis jedoch die auf Seite 26 beschriebene *semantic gap*. Insbesondere bei parenchymatösen Organen ist eine saubere Segmentierung auf Grund der ähnlichen Hounsfield-Werte allein mit dem Region Growing-Verfahren in der Regel nicht möglich. Daher sind in dieser Arbeit, wie auch in der entsprechenden Literatur beschrieben (vgl. [63, 93]), oft Kombinationen mehrerer Segmentierungsverfahren durchgeführt worden.

### Konturgestützte Segmentierungsverfahren

Konturgestützte Segmentierungsverfahren basieren im Gegensatz zu den bisher vorgestellten Verfahren, welche sich der Pixel, bzw. Voxel-Eigenschaften bedienen, auf dem abstrakteren Bildmerkmal *Kanten*. Diese Verfahren bedürfen einer weit größeren Benutzerinteraktion als z.B. das Region Growing und lassen sich nur begrenzt automatisieren [27] [43, S.116ff] [54,

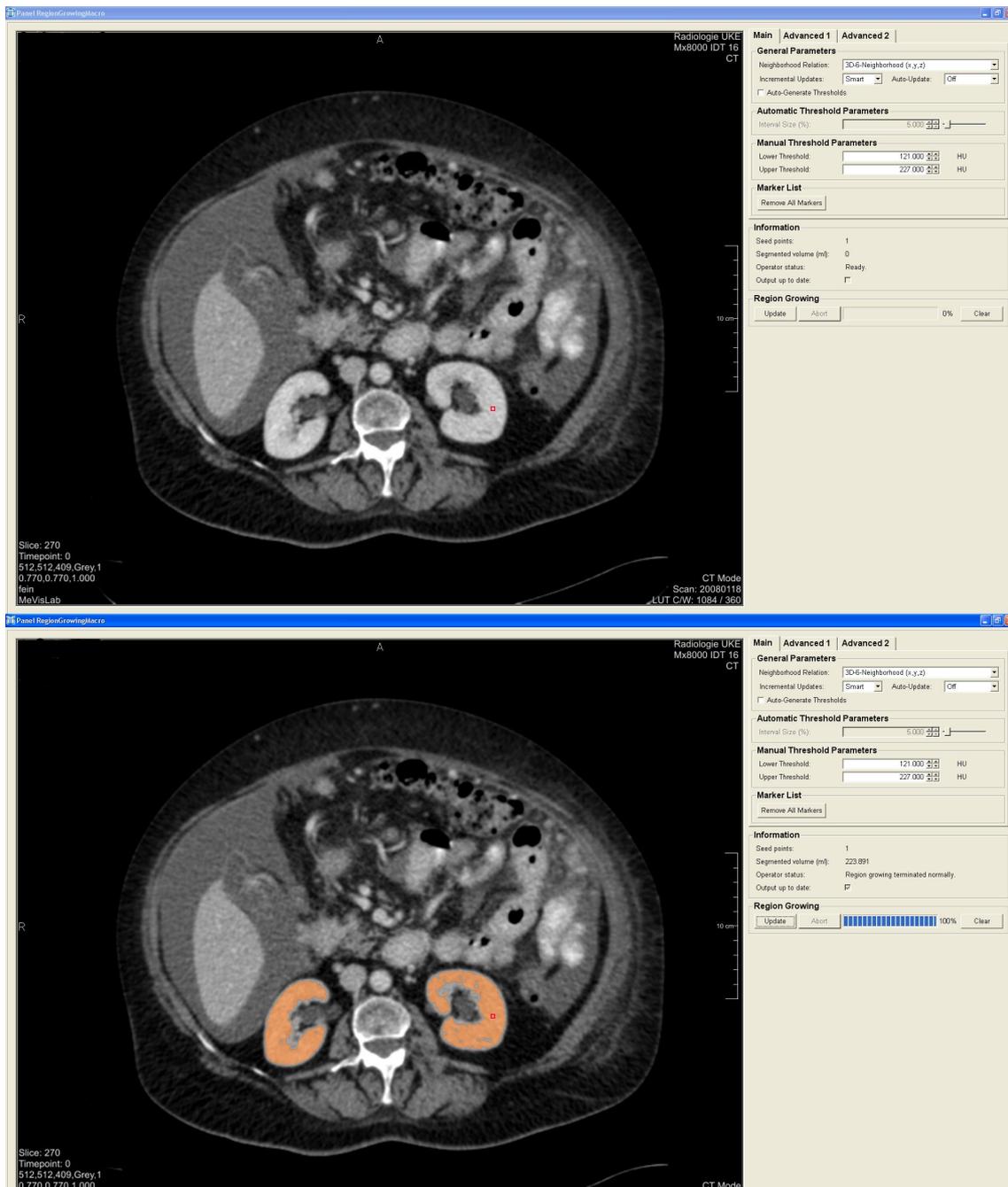


Abbildung 2.5: Segmentierung der Nieren in *Patientendatensatz 1* mit dem *Region Growing-Verfahren*. Ausgangsbild mit Saatpunkt (oben) und Segmentationsergebnis (unten). Im Menü rechts sind unterer ( $T_l = 121 \text{ HU}$ ) und oberer Schwellwert ( $T_u = 227 \text{ HU}$ ) definiert.

S.774] [55, S.410]. Das *LiveWire*-Verfahren stellt ein häufig benutztes konturbasiertes Segmentierungsverfahren dar.

Grundlage des LiveWire-Verfahrens ist unter anderem eine *Kostenfunktion*<sup>4</sup> [26, S.2] [54, S.775]. Diese berechnet sich aus den Helligkeits-, bzw. Grauwerten der einzelnen Pixel. Entlang hoher Helligkeitsgradienten werden Konturen gelegt und so eine Struktur segmentiert. Das Verfahren arbeitet dabei interaktiv, der Benutzer legt einen *Saatpunkt* an einer Kontur fest. Von diesem Saatpunkt aus errechnet der Algorithmus mögliche Kantenverläufe mit Hilfe der Kostenfunktion. Zielpunkt der Kontur ist die jeweilige Mauszeigerposition, mit Bewegungen der Maus verändert sich also der vorgeschlagene Konturverlauf [54, S.775].

Mathematisch beruht das Verfahren unter anderem auf demselben Detektionsmechanismus, welcher im Abschnitt *Kantenfilter* ab Seite 28 vorgestellt wurde [26, S.6]. Die dort aufgeführte Formel ermittelt an Bildkanten einen hohen Gradientenbetrag:

$$|\text{grad}(f(x, y))| = \sqrt{f'^2_x(x, y) + f'^2_y(x, y)} \quad (2.11)$$

Da der Segmentationsalgorithmus jedoch an Bildkanten niedrige Kosten vorfinden soll um dort mit Hilfe einer Optimierungsfunktion die optimale Kontur (die niedrigsten Kosten) zu ermitteln, muss die Gradientenfunktion invertiert und normiert werden [26, S.7]:

$$f_{\text{Gradient}} = 1 - \frac{|\text{grad}(f(x, y))|}{\max_{x \in \{1, \dots, N\}, y \in \{1, \dots, M\}} (|\text{grad}(f(x, y))|)} \quad , \quad (2.12)$$

$$0 \leq f_{\text{Gradient}} \leq 1$$

Starke Kanten erhalten hierdurch den Kostenwert 0, Punkte ohne Gradient den Wert 1. Durch diese Definition erhalten schwach ausgeprägte Kanten – z.B. am Übergang parenchymatöser Organe zum umgebenden Gewebe – jedoch relativ hohe Kostenwerte, wenn sich im Bildobjekt noch stärker ausgeprägte Kanten, wie z.B. am Übergang von Knochen zu Weichteilgewebe, befinden [26, S.7].

Durch den Benutzer wird im Segmentationsprozess ein weiterer Saatpunkt festgelegt und der vorgeschlagene Konturverlauf zwischen den beiden Punkten gespeichert. Vom neuen Saatpunkt aus werden nun wieder mögliche Konturverläufe errechnet [26, S.16]. Sobald durch das Setzen der jeweiligen Saatpunkte ein in sich geschlossenes Objekt entsteht, wird dieses als Segmentierungsergebnis gespeichert.

Bei der Segmentierung von Schichtbildern wie z.B. CT-Datensätzen tritt ein erheblicher Nachteil des LiveWire-Verfahrens zu Tage. Die Konturen werden in der beschriebenen Art und Weise nur auf einzelnen Schichtbildern erzeugt, durch den großen Einfluss des Benutzers bei der Festlegung der Konturen kommt es jedoch leicht zu abweichenden Kantenverläufen zwischen den einzelnen Bildschichten. Beim Erstellen von dreidimensionalen Modellen entsteht so aber leicht ein *stufenpyramidenartiger* Effekt.

<sup>4</sup>Die Kostenfunktion entstammt ursprünglich der betriebswirtschaftlichen Mathematik, lässt sich aber auch ohne weiteres auf andere Bereiche übertragen.

### 2.2.5 Dreidimensionale Visualisierung

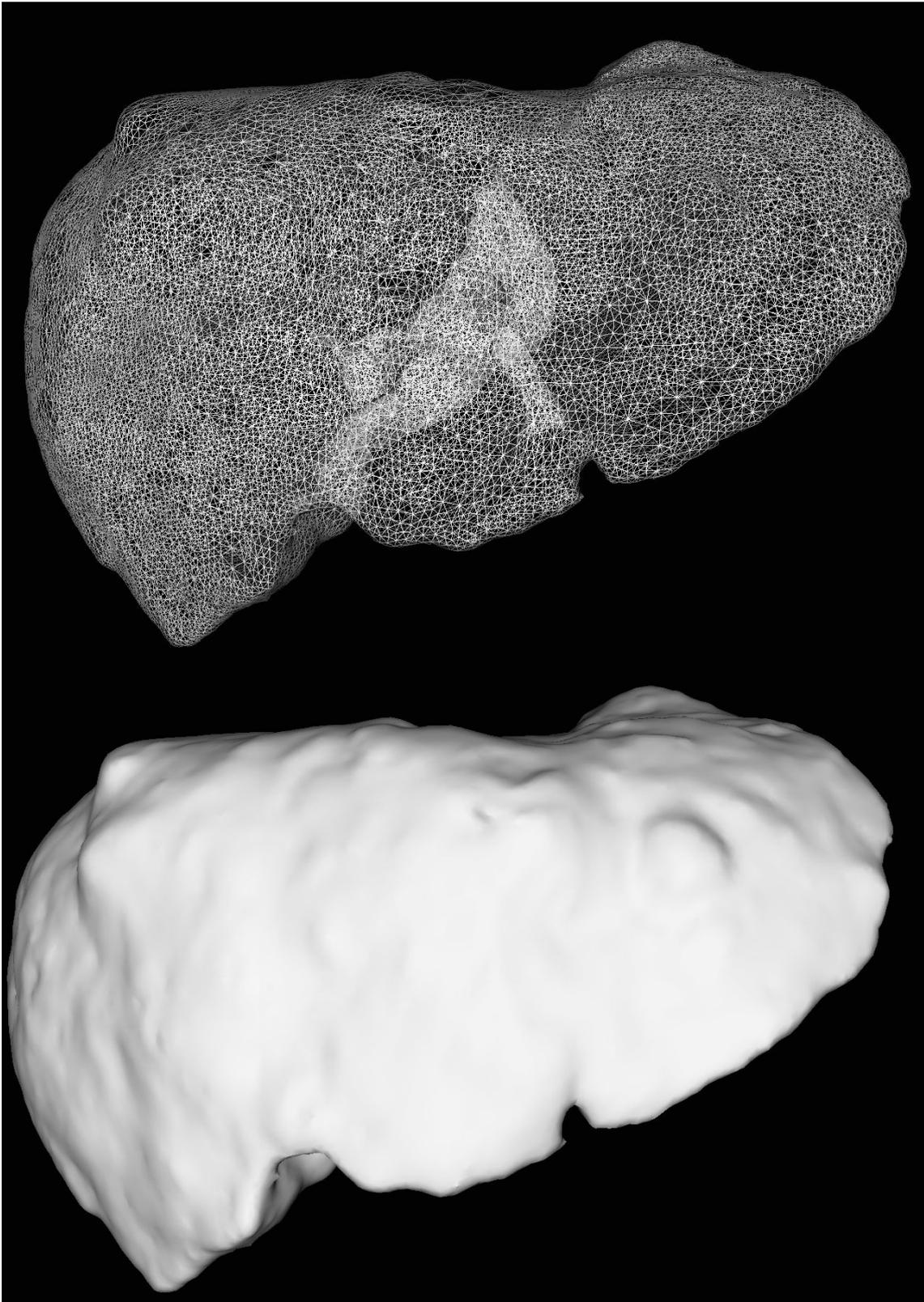
Bildobjekte lassen sich durch Drahtgittermodelle speicherplatzsparend dreidimensional darstellen. Die Drahtgittermodelle bestehen aus Polygonen, in den meisten Fällen Dreiecken, mit denen eine Oberfläche approximativ nachgebildet und visualisiert werden kann [43, S.302]. Zur Generierung von Oberflächenmodellen kommen verschiedene Verfahren zum Einsatz, zum Beispiel die *konturbasierte Triangulation* und der *Marching-Cubes-Algorithmus*. Der Marching-Cubes-Algorithmus ist ein speziell für die dreidimensionale Visualisierung von medizinischen Bilddaten entwickeltes Verfahren [43, S.305] [54, S.784] [55, S.391] und wurde auch in dieser Arbeit verwendet [30]. Auf die konturbasierte Triangulation soll daher hier nicht genauer eingegangen werden. Eine gute Darstellung des Verfahrens findet sich bei *Handels* [43, S.304].

Der Marching-Cubes-Algorithmus reduziert das komplexe Verfahren der Oberflächendetektion auf die Analyse von 15 möglichen lokalen Voxelkonfigurationen. Hierzu werden die einzelnen Voxel des Bildes nicht als Quader, sondern als Punkte betrachtet. 8 nebeneinander liegende Voxel bilden je nach Bildabstand eine würfel-, bzw. quaderförmige Konfiguration. 4 Voxel gehören dabei zur betrachteten Bildschicht, 4 weitere Voxel zur Nachbarschicht. Durch Definition eines Schwellenwertes  $t$  wird ein Binärbild erzeugt [43, S.264]:

$$B(x, y, z) = \begin{cases} 0, & \text{falls } f(x, y, z) > t \\ 1, & \text{falls } f(x, y, z) \leq t \end{cases} \quad (2.13)$$

Die Voxel der quaderförmigen Konfiguration können demnach entweder zu dem Bildobjekt gehören ( $B(x, y, z) = 1$ ), oder nicht ( $B(x, y, z) = 0$ ). Hieraus ergeben sich theoretisch insgesamt  $2^8 = 256$  mögliche Quaderkonfigurationen. Aufgrund von Symmetrieeigenschaften reduzieren sich diese auf 15 verschiedene Konfigurationen (vgl. [43, S.306]). Der Algorithmus speichert alle Voxelkonfigurationen, bei denen mindestens ein Voxel innerhalb und ein Voxel außerhalb des Schwellenwertes  $t$  liegt in einer *Kantenliste* und erstellt an diesen Voxeln durch die Erzeugung eines oder mehrerer Dreiecke die Oberfläche.

Das resultierende Oberflächenmodell besteht aus einer sehr großen Anzahl an Polygonen. Durch mathematische Ausdünnungsfunktionen kann die Zahl der Polygone massiv reduziert werden, ohne dass sichtbare Qualitätseinbußen entstehen. Es resultiert das fertige Oberflächenmodell, welches durch entsprechende Beleuchtungs- und Schattierungsalgorithmen visuell realistisch dargestellt werden kann (vgl. Abb. 2.6) [43, S.311ff] [54, S.784] [55, S.392f] [67, S.796].



**Abbildung 2.6:** Oberflächenmodell der Leber aus *Patientendatensatz 2*. Oben ist das Oberflächenmodell als Drahtgittermodell dargestellt.

## 3 Material und Methoden

In diesem Kapitel wird die Bearbeitung der einzelnen CT-Patientendatensätze mit Hilfe der in Kapitel 2 beschriebenen Verfahren erläutert. Zunächst erfolgt eine Vorstellung der verwendeten CT-Datensätze, dann wird in Abschnitt 3.2 die Segmentierung der einzelnen Strukturen beschrieben. Abschließend wird in Abschnitt 3.3.1 auf die Erstellung von Labeldatensätzen aus den segmentierten Daten und in Abschnitt 3.3.2 ab Seite 56 auf die Generierung von Polygon-Oberflächenmodellen eingegangen.

### 3.1 Beschreibung der Patientendatensätze

Die Patientendatensätze wurden aus Datenschutzgründen anonymisiert. Hier werden sie daher als *Patient 1* bis *Patient 5* bezeichnet. Im Folgenden wird ein kurzer medizinischer Überblick über die verwendeten Patientendatensätze gegeben, die technischen Informationen finden sich in Tabelle 3.1. Tabelle 3.2 stellt die durchschnittlich gemessenen Hounsfield-Einheiten der einzelnen Strukturen in den verwendeten Datensätzen dar.

	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
Hersteller CT	Philips	Philips	Philips	Philips	Philips
Zeilen CT-Scanner	16	64	64	64	64
Anzahl Spalten (Voxel $x$ )	512	512	512	512	512
Anzahl Zeilen (Voxel $y$ )	512	512	512	512	512
Anzahl Schichten (Voxel $z$ )	409	651	491	496	471
Auflösung Voxel $x$ (mm)	0,77	0,846	0,92	0,807	0,766
Auflösung Voxel $y$ (mm)	0,77	0,846	0,92	0,807	0,766
Auflösung Voxel $z$ (mm)	1	1	1	1	1

**Tabelle 3.1:** Technische Informationen zu den Patientendatensätzen

#### 3.1.1 Patient 1

67-jährige adipöse Patientin mit ausgeprägtem Aszites im gesamten Bauchraum. Deutliche Kontrastierung des Gastrointestinaltraktes nach oraler Kontrastmittelgabe und deutliche arterielle und portalvenöse Kontrastierung des Gefäßsystems [11, S.521]. Es lag eine Spiral-CT des Abdomens ab Höhe BWK 9 bis zum Trochanter minor femoris vor (Abb. 3.1).

#### 3.1.2 Patient 2

64-jähriger adipöser Patient mit ausgeprägtem Aszites paravesikal, perisplenisch und perihepatisch. Deutliche Kontrastierung des Magen-Darm-Traktes nach oraler Kontrastmittelgabe und deutliche arterielle und portalvenöse Kontrastierung des Gefäßsystems. Es lag

Struktur	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5	Mittelw.	Literatur
Katheter, EKG	-	-	-	369	237	303	-
Knochen	217	309	182	242	166	223	> 130
Darm	223	74	214	106	65	136	-
Herz	139	112	78	102	122	110	45 ± 5
Arterien	138	128	68	96	119	110	55 ± 5
Portalvenen	134	126	66	111	64	100	55 ± 5
Nieren	149	118	56	66	97	97	30 ± 10
Milz	111	88	63	-	87	87	45 ± 5
Venen	101	72	64	66	96	80	55 ± 5
Leber	94	77	66	75	86	79	65 ± 5
Magen	87	65	49	136	55	78	-
Muskeln	44	28	29	35	42	36	45 ± 5
Testes	-	-	-	31	-	31	45 ± 5
Aszites	16	-1	-1	-6	35	9	16 - 30
Gallenblase	11	11	4	-	-	8	0 ± 5
Harnblase	-2	21	4	1	-	6	0 ± 5
Epigastr. Gef.	-9	-24	18	56	-16	5	55 ± 5
Haut	39	-54	19	1	15	4	-
Gallengänge	-	-	-	-	3	3	-
Fett	-79	-102	-84	-2	-89	-71	-80 - 50
Lunge	-747	-795	-796	-729	-714	-756	-700 ± 200

**Tabelle 3.2:** HU-Werte der segmentierten Strukturen. Bei den angegebenen Messwerten handelt es sich um Durchschnittswerte der jeweiligen Objekte vor der Segmentierung. Es sind nicht in jedem Datensatz alle Strukturen vorhanden. Literaturangaben nach *Brüning und Hofer* [31] [46, S.16]. Zwischen den Literaturangaben und den in dieser Arbeit gemessenen Werten kommt es insbesondere durch die Verwendung von CT-Aufnahmen mit Kontrastmittel teilweise zu deutlichen Unterschieden.

eine Spiral-CT des Abdomens und des Thorax ab Höhe HWK 6 bis zum Trochanter minor femoris vor (vgl. Abb. 3.2).

### 3.1.3 Patient 3

73-jähriger adipöser Patient mit ausgeprägtem Aszites im gesamten Bauchraum. Deutliche Kontrastierung des Magen-Darm-Traktes nach oraler Kontrastmittelgabe und leichte venöse Kontrastierung des Gefäßsystems. Es lag eine Spiral-CT des Abdomens und des Thorax ab Höhe BWK 9 bis zum Trochanter minor femoris vor (vgl. Abb. 3.3).

### 3.1.4 Patient 4

57-jähriger Patient mit mäßiggradigem Aszites insbesondere paravesikal. Der Patient ist cholezyst- und splenektomiert. Deutliche Kontrastierung des Gastrointestinaltraktes nach oraler Kontrastmittelgabe und vor allem portalvenöse Kontrastierung des Gefäßsystems. Es lag eine Spiral-CT des Abdomens und des Thorax ab Höhe BWK 8 bis zum Trochanter minor femoris vor (vgl. Abb. 3.4).

Struktur	Labeldatenwert	In Patientendatensatz
Knochen	255	1, 2, 3, 4, 5
Herz	190	1, 2, 3, 4, 5
Katheter	180	4,5
Leber	170	1, 2, 3, 4, 5
Arterien	165	1, 2, 3, 4, 5
Epigastrische Gefäße	164	1, 2, 3, 4, 5
Milz	160	1, 2, 3, 5
Nieren	155	1, 2, 3, 4, 5
Muskulatur	150	1, 2, 3, 4, 5
Testis	145	4
Venen	140	1, 2, 3, 4, 5
Portalvenen	130	1, 2, 3, 4, 5
Haut	125	1, 2, 3, 4, 5
Gallenblase	120	1, 2, 3
Gallengänge	110	5
Aszites	100	1, 2, 3, 4, 5
Harnblase	80	1, 2, 3, 4
Magen	70	1, 2, 3, 4, 5
Darm	60	1, 2, 3, 4, 5
Lunge	40	1, 2, 3, 4, 5
Fettgewebe	20	1, 2, 3, 4, 5
Luft	0	1, 2, 3, 4, 5

**Tabelle 3.3:** In dieser Tabelle sind die in den einzelnen Patientendatensätzen segmentierten Strukturen und der zugehörige Labeldatenwert (vgl. Kapitel 3.3.1) aufgeführt.

### 3.1.5 Patient 5

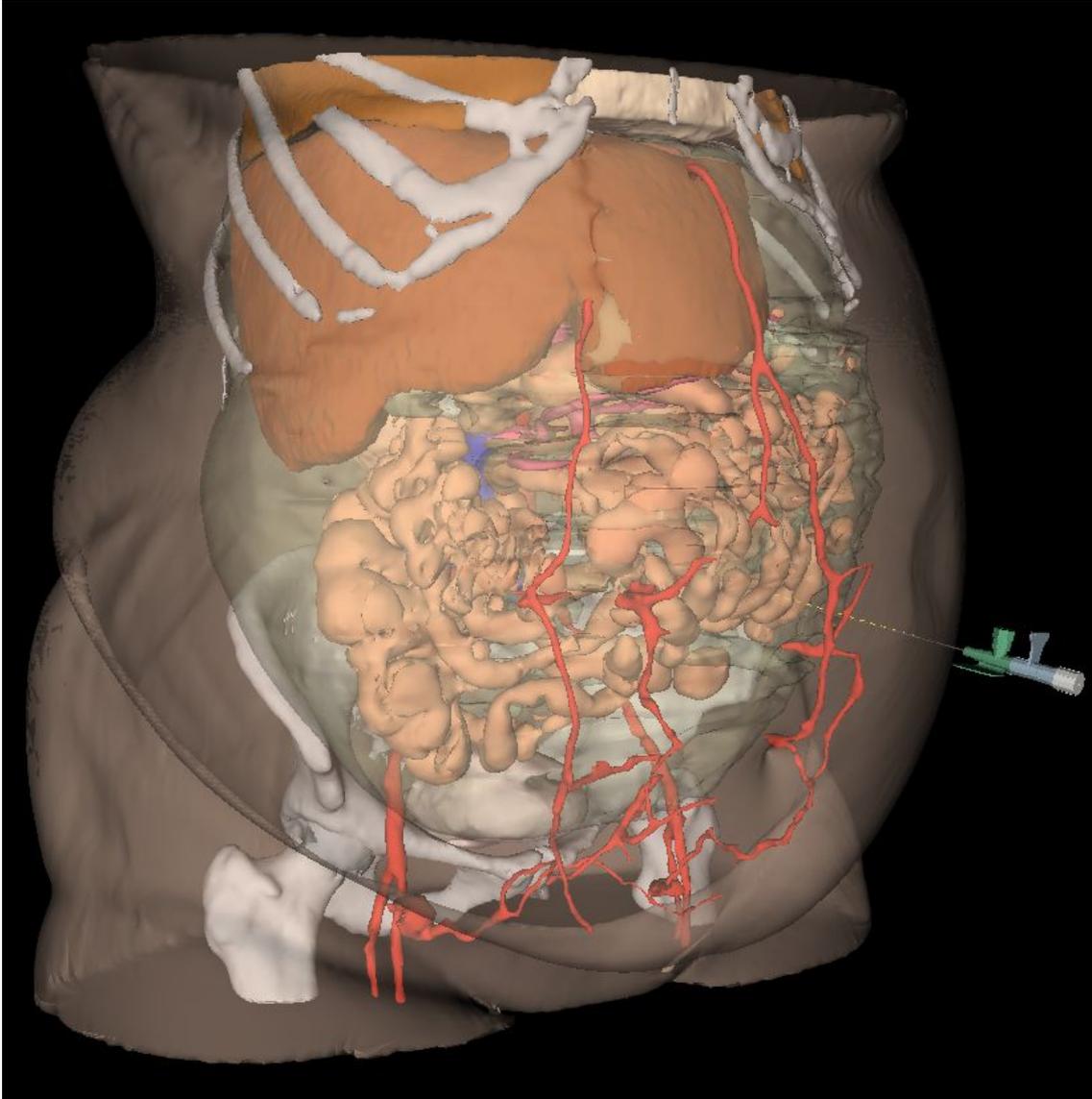
89-jähriger Patient mit nur geringem Aszitesraum perihepatisch. Der Patient ist cholezystektomiert und weist bei einem malignen Pankreaskopfprozess eine massive, auch radiologisch sichtbare Cholestase mit gestauten Gallengängen auf. Dieser Datensatz wurde auf ausdrücklichen Wunsch der *Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie* segmentiert, da sich hier zusätzlich ein anderer abdominaler Punktionsingriff, die *PTC* (Perkutane transhepatische Cholangiographie), trainieren lässt<sup>1</sup>. Der Datensatz besteht aus einer Spiral-CT des Abdomens ab Höhe BWK 7 bis zum Trochanter minor femoris (vgl. Abb. 3.5).

## 3.2 Segmentierung der Patientendatensätze

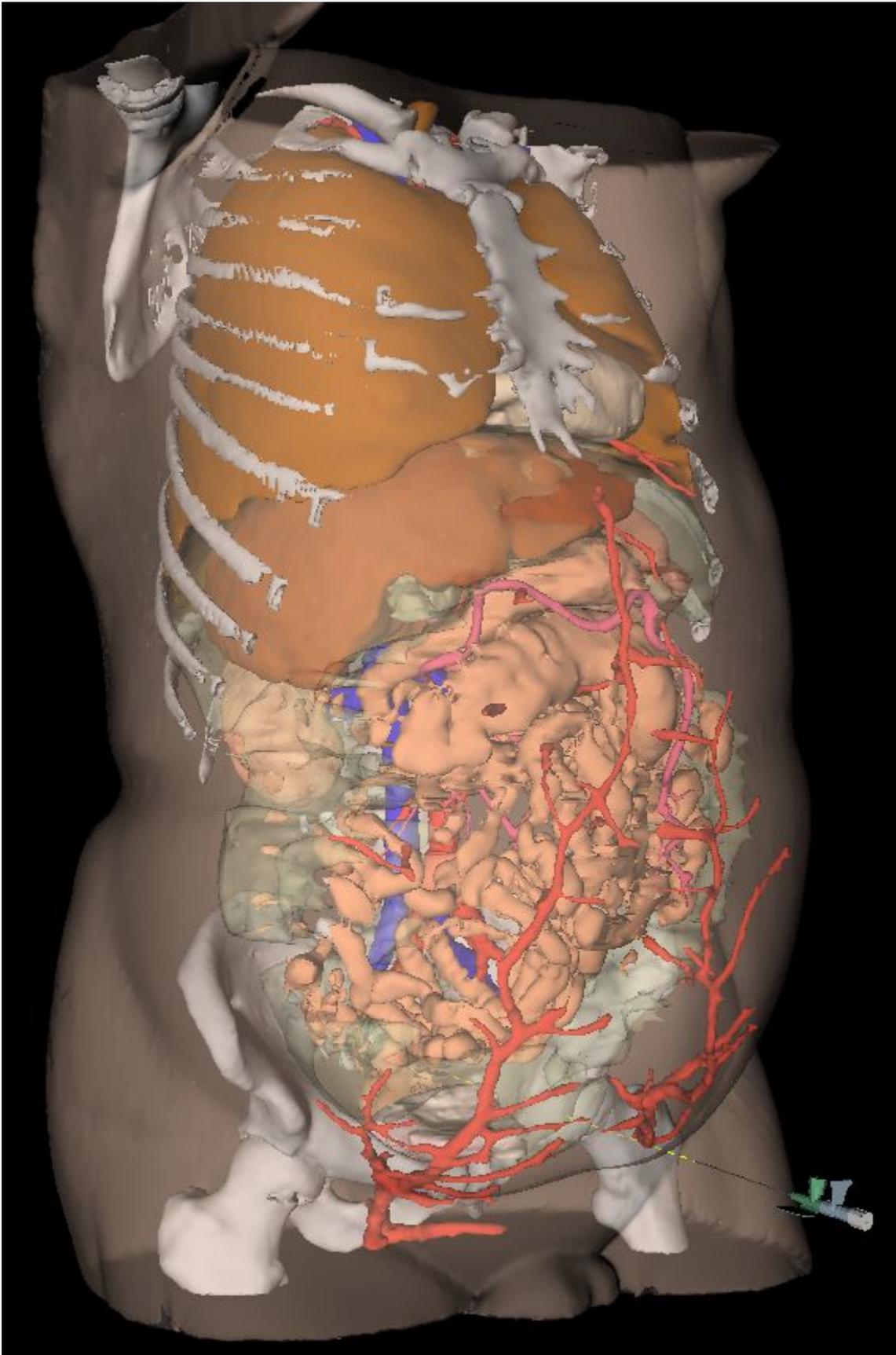
### 3.2.1 Bildbearbeitungsprogramm *MeVisLab*<sup>©</sup>

Für die Segmentierung wurde das für akademische Zwecke frei erhältliche Bildbearbeitungsprogramm *MeVisLab*<sup>©</sup> verwendet. Dieses ist durch einen modularen Aufbau äußerst flexibel einsetzbar. Im Programm lassen sich kleine Programmeinheiten, wie *Filter*, *Region-*

<sup>1</sup>Bei der PTC werden die intrahepatischen Gallenwege perkutan punktiert. Bei ausgeprägter Cholestase kann im Anschluß eine Drainage nach außen zum Galleabfluss eingelegt werden (PTCD). Die Punktion findet unter Durchleuchtungskontrolle mittels Injektion von Röntgenkontrastmittel statt [22, 36, 74].



**Abbildung 3.1:** Komplettes 3D-Modell von *Patientendatensatz 1*. Die Haut ist semitransparent dargestellt und Muskulatur sowie Unterhautfettgewebe sind ausgeblendet, um einen Blick auf die segmentierten Organe und Gefäße zu ermöglichen. In *rot* sind Arterien und epigastrische Gefäße, *rosa* das portalvenöse Gefäßsystem, *blau* Venen und in *grünlich-semi-transparent* ist der Aszites visualisiert.



**Abbildung 3.2:** *Patientendatensatz 2.* Die Farbgebung des 3D-Modells entspricht wie auch die folgenden Visualisierungen der Legende von Abb. 3.1.

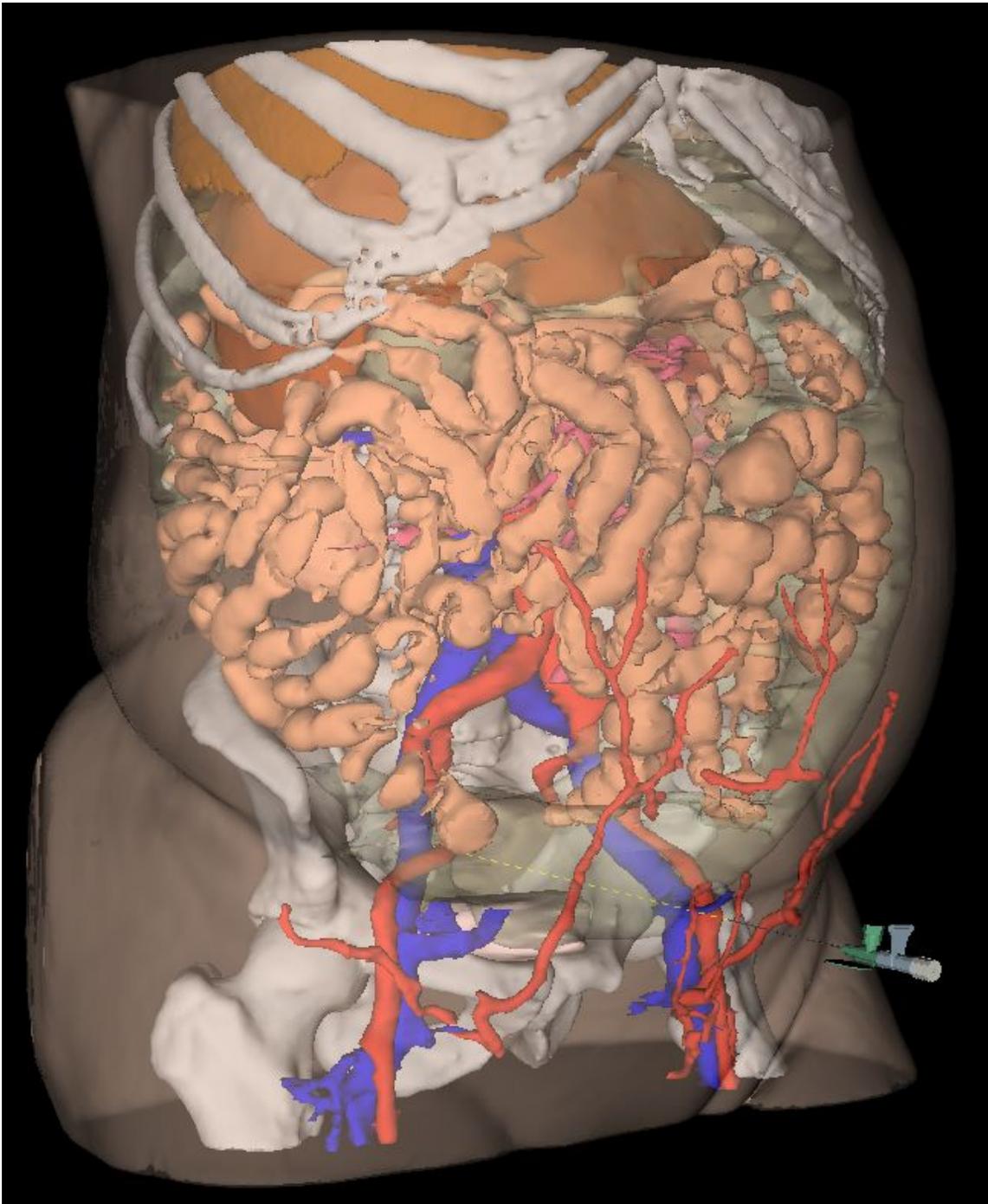


Abbildung 3.3: Patientendatensatz 3.

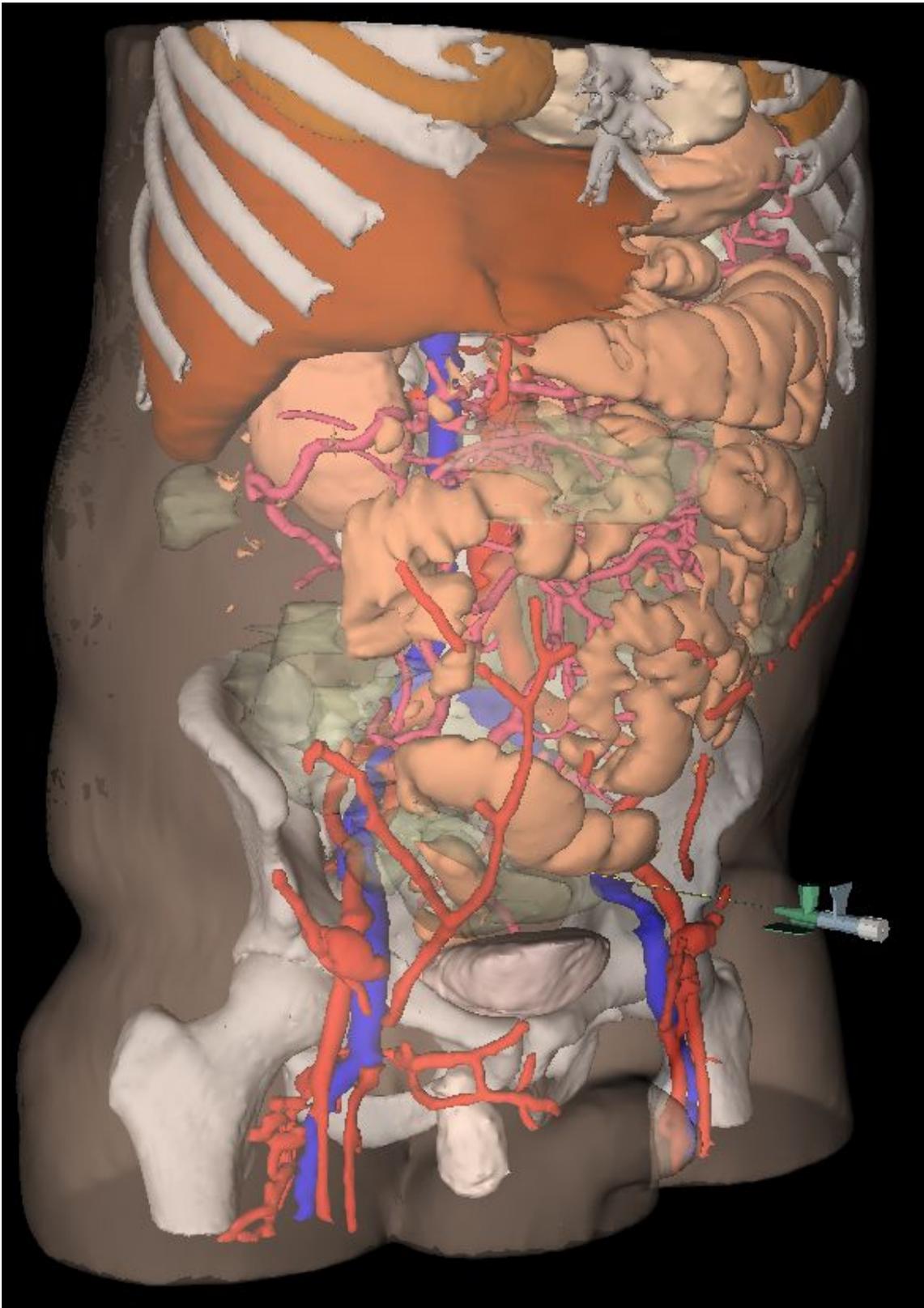
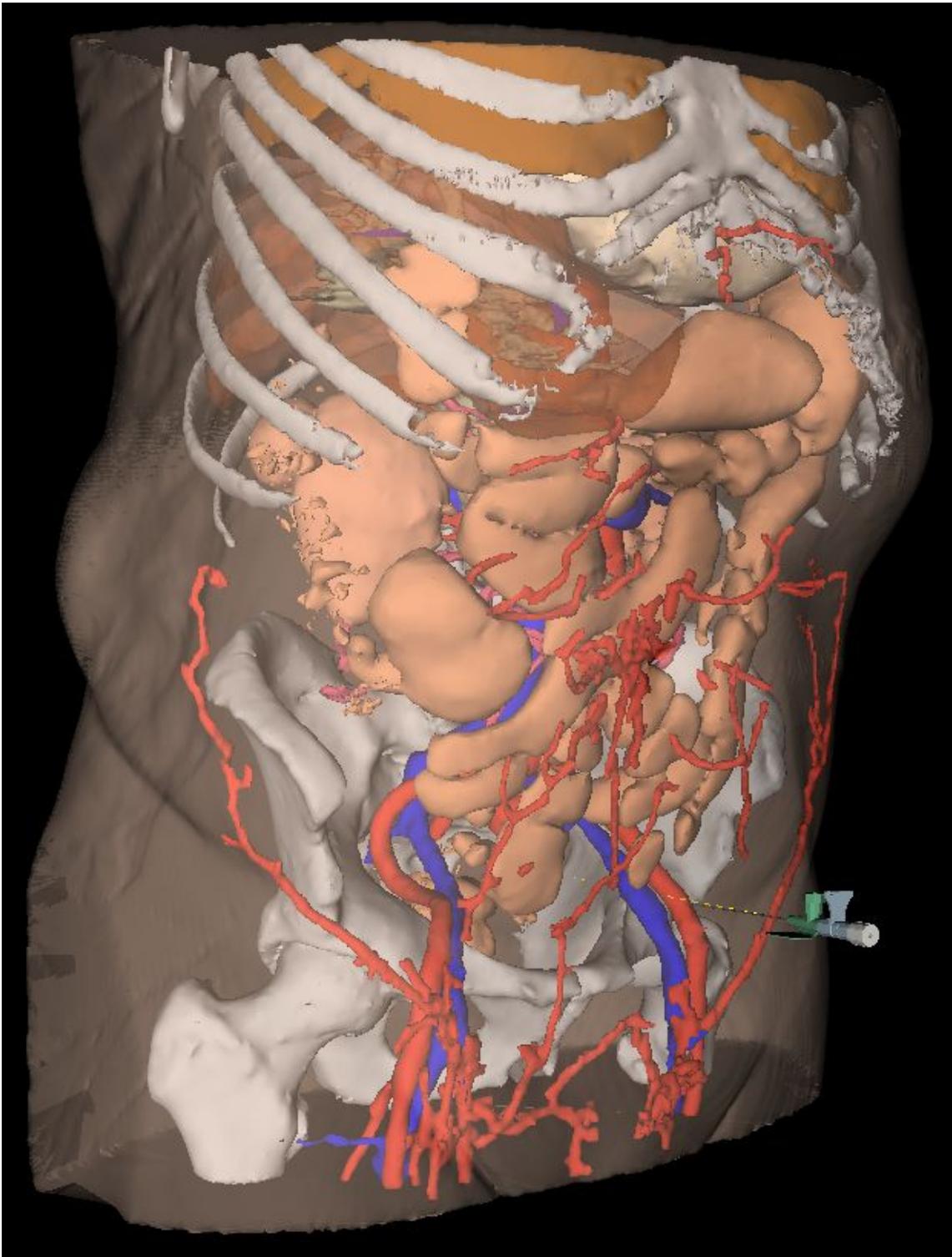
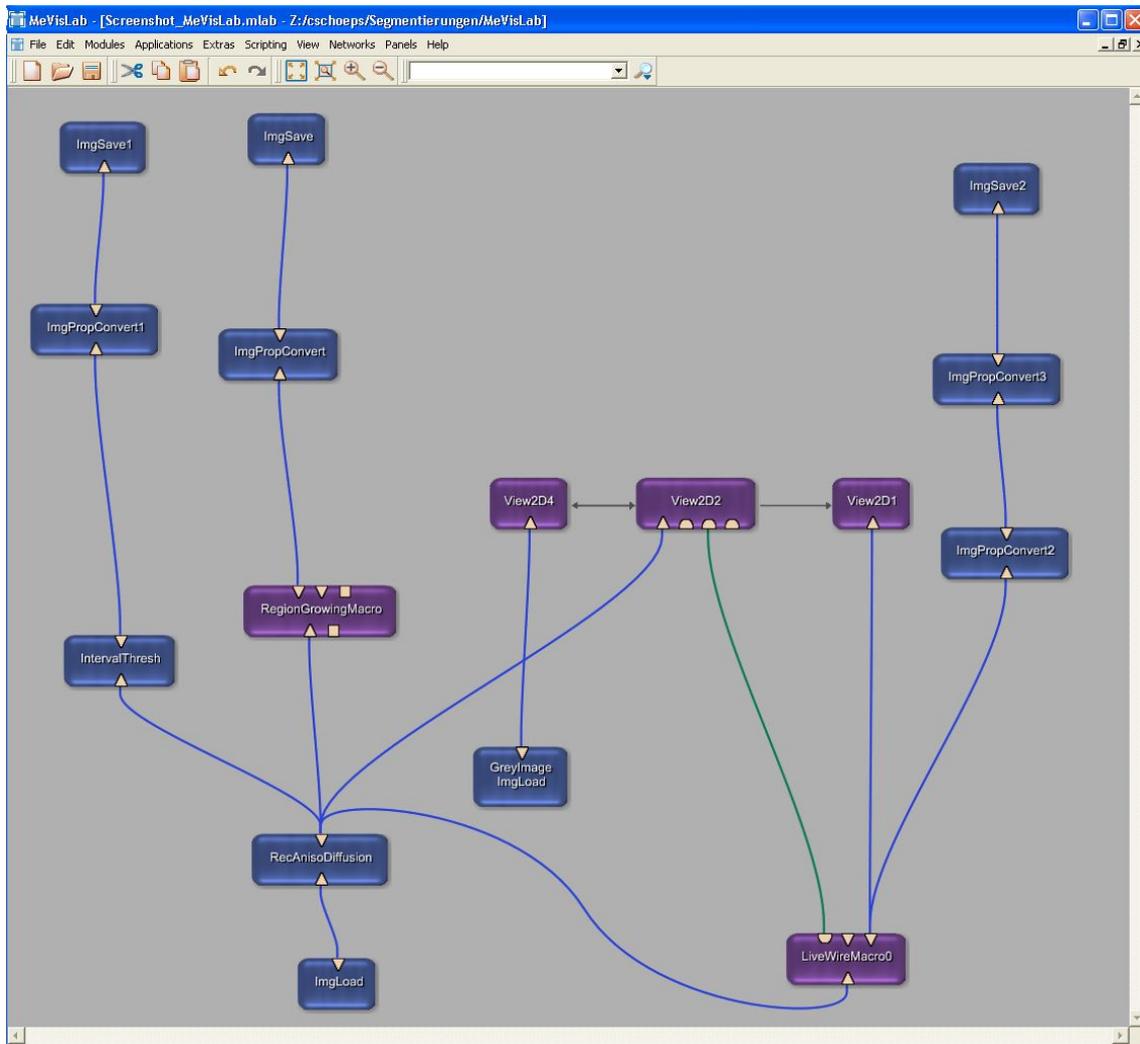


Abbildung 3.4: *Patientendatensatz 4.*



**Abbildung 3.5:** *Patientendatensatz 5.* Um die Cholestase mit gestauten Gallengängen in diesem Datensatz zu visualisieren, sind die Leber *semitransparent* und die Gallengänge *dunkelgrün* dargestellt.

*Growing-* oder *Live-Wire-Module* laden, miteinander verbinden und so komplexe Arbeitsoberflächen zur medizinischen Bildbearbeitung erstellen. Die jeweiligen Segmentierungsschritte finden dann in den entsprechenden Modulen statt (Abb. 3.6).



**Abbildung 3.6:** Benutzeroberfläche des Bildbearbeitungsprogramms *MeVisLab*. Es sind die drei in dieser Arbeit am häufigsten verwendeten Segmentierungspfade dargestellt.

Unten im Bild findet sich das Modul zum Laden des CT-Datensatzes, darüber das Modul für die Bildvorverarbeitung mittel Gauß-Glättungsfilter (vgl. S. 46). Hier verzweigt sich der Segmentierungspfad in die Treshold-Segmentierung (links), die Region-Growing- (mitte) und die Live-Wire-Segmentierung (rechts).

### 3.2.2 Allgemeines zur Segmentierung

Die Segmentierung der einzelnen Patientendatensätze gestaltete sich unter anderem wegen der auf Seite 26 beschriebenen Probleme relativ aufwändig. Hinzu kam die in diese Arbeit bestehende Notwendigkeit der Segmentierung massiver, bzw. geschlossener Binärdatensätze, also der Vermeidung von Binnenstrukturen oder kleinen Löchern auf Grund von Bildrauschen.

Durch die Detektion *aller* Kanten des Binärbildes (vgl. auf S. 35) entstehen auch an den beschriebenen objektinternen Unregelmäßigkeiten Polygonoberflächen. Dies führt jedoch

zu einem erhöhten Speicherbedarf der Oberflächenmodelle und einer langsameren Visualisierung im Simulationsprogramm. Daher mussten um Oberflächenmodelle mit möglichst wenigen Polygonen zu erhalten, für diese Arbeit möglichst homogene, geschlossene Segmentierungsergebnisse entstehen.

Zudem mussten die Bilddaten in allen den Bilddatensatz begrenzenden Schichten komplett geschwärzt werden, da der Algorithmus sonst bei bis an den Bildrand reichenden Strukturen (z.B. der Haut) keine Kante finden kann. Hierdurch entstehen Löcher im Polygon-Oberflächenmodell, was in der dreidimensionalen Visualisierung nicht gewünscht ist. Nach Schwärzung der Bilddaten in der untersten und obersten axialen Schicht wurden die Datensätze sagittal und koronar rekonstruiert und auch in diesen Bilddarstellungen in der jeweiligen ersten und letzten Schicht alle Bilddaten geschwärzt.

Im Folgenden werden die verwendeten Segmentierungsmethoden für die jeweiligen Organe und anatomischen Strukturen vorgestellt.

Insgesamt wurden in fünf Patientendatensätzen jeweils ca. 18 für die realistische Darstellung des Abdomens bzw. für die Simulation der Punktion relevante anatomische Strukturen segmentiert. Einen Überblick über die jeweiligen segmentierten Organe, bzw. Organsysteme gibt Tabelle 3.3.

### 3.2.3 Bildvorbereitung

Bei allen Patientendatensätzen war auf Grund eines relativ starken Bildrauschens eine *Bildvorbereitung* notwendig. Hierzu kam ein *Gauß-Glättungsfilter* (vgl. S. 28) mit einem  $3 \times 3 \times 1$ -Voxel-Faltungskern zum Einsatz. Für die weitere Bearbeitung von *Datensatz 3*, insbesondere der Segmentierung der Haut, wurde zudem ein niedrigschwelliges *Region-Growing-Verfahren* (vgl. S. 32) eingesetzt, mit dem Strukturen wie die Bekleidung des Patienten und die Bettwäsche auf der Untersuchungsfläche entfernt wurden.

### 3.2.4 Segmentierung knöcherner Strukturen

Die *knöchernen Strukturen* aller Patientendatensätze wurden mit einem *Region-Growing-Verfahren* segmentiert. Auf Grund des hohen Hounsfield-Gradienten zu umgebenden Strukturen gelang dies zunächst recht problemlos. Aufwändig gestaltete sich die Elimination von Binnenstrukturen, vor allem der Substantia spongiosa. Hierzu wurde zunächst alle 5 bis 10 Bildschichten manuell eine Füllung der segmentierten Struktur vorgenommen und daraufhin in jeder axialen Schicht und bei *Patientendatensatz 1 und 2* auch in jeder sagittal rekonstruierten Schicht manuell die Begrenzung der knöchernen Struktur (entsprechend der Substantia compacta) überprüft und eventuelle Lücken aufgefüllt. Anschließend wurde auf das derart bearbeitete Binärbild ein erneutes *Region-Growing-Verfahren* mit Segmentierung des Grauwertes 0 außerhalb des Skelettes und anschließender Invertierung des Segmentierungsergebnisses angewendet. Hierdurch konnten die Binnenstrukturen schließlich eliminiert werden. Die manuelle Füllung jeder 5. bis 10. Schicht sorgte dafür, dass im Fall einer verbleibenden Lücke in der Begrenzung nur ein kleiner Bereich erneut kontrolliert und nachbearbeitet werden musste.

Der Zeitbedarf für die Segmentierung eines Skelett-Datensatzes belief sich inklusive manueller Nachbearbeitung auf ca. 15 bis 16 Arbeitsstunden.

Verfahren	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
<b>Bildvorbereitung</b>					
Binomial-Glättungsfilter	$3 \times 3 \times 1$				
<b>Skelett</b>					
Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	128	126	106	140	111
Upper Treshold $T_u$ (HU)	2915	2913	2893	2927	2898
1. Nachbearbeitung	man.	man.	man.	man.	man.
2. Nachbearbeitung	RG	RG	RG	RG	RG

**Tabelle 3.4:** Segmentierung knöcherner Strukturen. *Legende:* *RG* = *Region-Growing*, *man.* = *manuelle Nachbearbeitung*.

### 3.2.5 Segmentierung parenchymatöser Organe

Die parenchymatösen Organe wie *Leber*, *Milz* und *Nieren* wurden in jeweils zwei Arbeitsschritten segmentiert. Zunächst erfolgte die Anwendung eines *Region-Growing-Verfahrens*. Durch die sehr ähnlichen und sich teilweise auch überlappenden HU-Werte (vgl. Tab. 3.2) wurden mit diesem Verfahren bei allen Patientendatensätzen mehrere Organe gleichzeitig erfasst. Daher wurde in einem zweiten Arbeitsschritt ein *Live-Wire-Verfahren* (vgl. S. 32) verwendet. Mit diesem wurden die Organe schließlich einzeln segmentiert. Durch die Möglichkeit der Interpolation beim Live-Wire-Verfahren mussten die Konturen nur in jeder zweiten bis vierten Schicht interaktiv definiert werden. Da das Live-Wire-Verfahren immer geschlossene, homogene Strukturen ausgibt, konnte auf eine Nachbearbeitung weitestgehend verzichtet werden. Aufgrund einer sehr ähnlichen homogenen Kontrastmittelaufnahme von Leber und Milz konnte in den Datensätzen *1*, *2*, *3* und *5* dasselbe Region-Growing-Ergebnis für die Live-Wire-Segmentierung beider Organe verwendet werden (vgl. Tab. 3.5).

Pro Organ belief sich der Zeitaufwand für die Segmentierung auf ca. 1 bis 2 Arbeitsstunden.

### 3.2.6 Segmentierung muskulärer Organe

Ebenso wie die parenchymatösen Organe wurden *Skelettmuskulatur* und *Herz* in zwei Arbeitsschritten segmentiert (vgl. Tab 3.6). Auch hier kam zunächst ein *Region-Growing-Verfahren* zum Einsatz, gefolgt von einer *Live-Wire-Segmentierung*. Dieses musste bei der Skelettmuskulatur separat auf verschiedenen Subsegmente des Datensatzes angewendet werden, da auf Grund der komplexen Struktur der Muskulatur des menschlichen Körpers eine Interpolation vom Beginn bis zum Ende des Datensatzes nicht möglich war. So erfolgte eine eigene Live-Wire-Segmentierung für jede Körperhälfte. Darüber hinaus wurden nur jeweils ca. 100 bis 150 Bildschichten segmentiert und diese am Ende zu einem kompletten Muskel-Datensatz zusammengefügt.

Für die Segmentierung der Skelettmuskulatur musste pro Patientendatensatz ein Zeitauf-

Verfahren	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
<b>Bildvorbereitung</b>					
Binomial-Glättungsfilter	$3 \times 3 \times 1$				
<b>Leber</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	61	68	33	44	48
Upper Treshold $T_u$ (HU)	144	121	116	126	130
2. Segmentierung	LW	LW	LW	LW	LW
<b>Milz</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	61	68	33	-	48
Upper Treshold $T_u$ (HU)	144	121	116	-	130
2. Segmentierung	LW	LW	LW	LW	LW
<b>Nieren</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	121	75	6	38	35
Upper Treshold $T_u$ (HU)	227	181	100	144	141
2. Segmentierung	LW	LW	LW	LW	LW

**Tabelle 3.5:** Segmentierung parenchymatöser Organe. *Legende:* RG = Region-Growing, LW = Live-Wire.

wand von 11 bis 15 Arbeitsstunden erbracht werden, für die Segmentierung des Herzens ca. 1 bis 2 Arbeitsstunden.

### 3.2.7 Segmentierung des Gastrointestinaltraktes

Die Segmentierung des Gastrointestinaltraktes – von *Ösophagus*, *Magen* und *Darm* – gestaltete sich sehr unterschiedlich. Teile des Darmes ließen sich bei allen Patientendatensätzen auf Grund einer oralen Kontrastmittelgabe (vgl. *Brecht* [11, S.521] und Tab. 3.2) sehr gut mit Hilfe eines *Region-Growing-Verfahrens* segmentieren, ebenso der Magen in *Datensatz 4* (vgl. Tab. 3.7). Darüber hinaus wurden die im Darmtrakt befindlichen Luftblasen mittels *Region-Growing* segmentiert. Für die restlichen Anteile des Magen-Darm-Traktes wurde ein engmaschiges *Live-Wire-Verfahren* mit manueller Definition jeder bzw. jeder zweiten Schicht verwendet, mit guten Ergebnissen für den Ösophagus und – auf Grund der intermittierend teilweise sehr schlechten Kontrastierung – weniger befriedigenden Ergebnissen für Teile des Dick- und Dünndarms. Bei *Patientendatensatz 3, 4 und 5* wurde bei gutem Erfolg des *Region-Growing-Verfahrens* auf die *Live-Wire-Segmentierung* der restlichen Darmanteile verzichtet. Bei keinem Patientendatensatz gelang eine vollständige Segmentierung des gesamten Magen-Darm-Traktes, sondern jeweils nur eines großen – im Punktionsbereich befindlichen – Anteils. Magen und Ösophagus wurden zu einer Struktur zusammengefasst.

Dementsprechend war auch der Zeitaufwand für die Segmentierung sehr unterschiedlich, zwischen 8 und 16 Arbeitsstunden wurden für die Segmentierung des gesamten Gastrointestinaltraktes pro Patientendatensatz benötigt.

Verfahren	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
<b>Bildvorbereitung</b>					
Binomial-Glättungsfilter	$3 \times 3 \times 1$				
<b>Muskulatur</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-26	-26	-1	9	-35
Upper Treshold $T_u$ (HU)	130	130	155	164	121
2. Segmentierung	LW	LW	LW	LW	LW
Nachbearbeitung	man.	man.	man.	man.	man.
<b>Herz</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	43	57	24	25	23
Upper Treshold $T_u$ (HU)	238	252	219	220	218
2. Segmentierung	LW	LW	LW	LW	LW

**Tabelle 3.6:** Segmentierung muskulärer Organe. *Legende: RG = Region-Growing, LW = Live-Wire, man. = manuelles Zusammensetzen einzelner segmentierter Abschnitte.*

Verfahren	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
<b>Bildvorbereitung</b>					
Binomial-Glättungsfilter	$3 \times 3 \times 1$				
<b>Magen</b>					
1. Segmentierung	LW	LW	LW	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-	-	-	70	-1000
Upper Treshold $T_u$ (HU)	-	-	-	820	-250
2. Segmentierung	-	-	-	LW	LW
<b>Darm</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	106	63	166	52	71
Upper Treshold $T_u$ (HU)	788	745	848	734	742
2. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-1000	-1000	-1000	-1000	-1000
Upper Treshold $T_u$ (HU)	-318	-326	-150	-242	-346

**Tabelle 3.7:** Segmentierung des Gastrointestinaltraktes. *Legende: RG = Region-Growing, LW = Live-Wire.*

### 3.2.8 Segmentierung flüssigkeitsgefüllter Strukturen

In diesem Abschnitt wird die Segmentierung von *Gallenblase*, bzw. *der Gallengänge in Patientendatensatz 5* und *Harnblase* beschrieben und anschließend auf die Segmentierung des *Aszites* eingegangen.

Die *Gallenblase* in *Datensatz 2 und 3* und die *Harnblase* in *Datensatz 1, 2 und 4* wurden wie oben beschrieben in zwei Schritten, mit einem initialen *Region-Growing*- und einem anschließenden *Live-Wire-Verfahren* segmentiert. Durch Wahl eines wasserähnlichen Threshold-Intervalls (vgl. Tab 3.8) entstand im Binärdatensatz eine deutliche Kontur an der muskulären Begrenzung beider Organe, so dass mit der Live-Wire-Segmentierung gute Ergebnisse erzielt werden konnten. Die gestauten Gallengänge in *Patientendatensatz 5* ließen sich ebenfalls mit dieser Kombination segmentieren. Aufgrund ausgeprägter lokaler *Streustrahlenartefakte* konnten die *Gallenblase* in *Datensatz 1* und die *Harnblase* in *Datensatz 3* nicht sinnvoll mit einem regionenbasierten Segemtatonsverfahren bearbeitet werden. Hier wurde das Live-Wire-Verfahren direkt auf das Grauwertbild angewendet. Aufgrund der nur schwach ausgeprägten Konturen mussten die Objektgrenzen durch das Setzen sehr vieler Saatpunkte (vgl. S. 32) erzwungen werden.

Der *Aszites* in den Patientendatensätzen ließ sich hingegen sehr gut mit dem beschriebenen zweisechrittigen *Region-Growing*- und *Live-Wire-Verfahren* segmentieren (Tab. 3.8). Wie die Skelettmuskulatur wurde der *Aszites* seperat pro Körperhälte segmentiert und in Einzeldatensätzen von ca. 100 Bildschichten zwischengespeichert. Anschließend wurden die Zwischenergebnisse zu dem endgültigen Binärdatensatz zusammengefügt.

Die *Gallenblase* ließ sich in der Regel innerhalb von 1 Arbeitsstunde segmentieren, ebenso die *Harnblase*. Für die Segmentierung des *Aszites* wurden ca. 14 Arbeitsstunden benötigt.

Verfahren	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
<b>Bildvorbereitung</b>					
Binomial-Glättungsfilter	$3 \times 3 \times 1$				
<b>Gallenblase &amp; -gänge</b>					
1. Segmentierung	LW	RG	RG	-	RG
Lower Threshold $T_l$ (HU)	-	18	-26	-	-28
Upper Threshold $T_u$ (HU)	-	86	42	-	160
2. Segmentierung	-	LW	LW	-	LW
<b>Harnblase</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	LW	RG	-
Lower Threshold $T_l$ (HU)	-16	-9	-	-21	-
Upper Threshold $T_u$ (HU)	52	59	-	47	-
2. Segmentierung	LW	LW	-	LW	-
<b>Aszites</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Threshold $T_l$ (HU)	-24	-31	-20	-16	4
Upper Threshold $T_u$ (HU)	25	17	29	33	52
2. Segmentierung	LW	LW	LW	LW	LW

**Tabelle 3.8:** Segmentierung flüssigkeitsgefüllter Strukturen. *Legende:* *RG* = *Region-Growing*, *LW* = *Live-Wire*. Pat. 5 ist cholezystektomiert, dort wurden die aufgestauten Gallengänge segmentiert.

### 3.2.9 Segmentierung von Gefäßen

Die Segmentierung der Gefäße unterschied sich je nach Gefäßdurchmesser teilweise erheblich. Die großkalibrigen Gefäße, wie *Aorta*, *Nieren-*, *Becken- und Beinarterien* und die *unpaarigen Bauchäste der Aorta abdominalis*, sowie *Vena cava*, *Bein-*, *Becken- und Nierenvenen*, konnten in allen Patientendatensätzen gut mit der beschriebenen *Kombination aus regionen- und konturgestützter Segmentierung* erfasst werden. Dabei musste, wie auch bei der Skelettmuskulatur, auf Grund der komplexen – sich verzweigenden – Gefäßanatomie das Live-Wire-Verfahren zunächst auf mehrere Subsegmente des jeweiligen Gefäßbaumes angewendet werden und anschließend zu einem Gesamtdatensatz zusammengefügt werden. In diesen Fällen betrug der Zeitaufwand pro segmentierte Struktur ca. 2 bis 4 Arbeitsstunden.

Die *Portalvenen* wurden in den *Datensätzen 2 und 3* ebenfalls auf diese Weise segmentiert (vgl. Tab. 3.9), in *Datensatz 1* wurde das Live-Wire-Verfahren direkt auf das Grauwertbild angewendet. Bei *Patientendatensatz 4 und 5* wurde zunächst ein *Gefäßfilter* (vgl. S. 30) mit  $3 \times 3 \times 3$ -Voxel-Kernel und einer Varianz  $\sigma$  von 0,41 mm angewendet und die gewünschten Strukturen im so gewonnenen Segmentierungsergebnis durch Einsatz der Region-Growing-Segmentierung extrahiert. Mit Hilfe des *Dilatations-Verfahrens* (vgl. S. 31) unter Verwendung eines  $3 \times 3 \times 1$ -Voxel-Faltungskern konnte der Gefäßdurchmesser vergrößert und so realistisch angepasst werden. Bei diesem Vorgehen betrug der Zeitaufwand ca. 6 Arbeitsstunden.

Für die Segmentierung der *epigastrischen Gefäße* in *Patientendatensatz 1, 2 und 3* wurde das bewährte Kombinationsverfahren aus regionen- und konturbasierter Segmentierung um ein initiales *Schwellwert-Segmentierungs-Verfahren* erweitert. Durch die Wahl eines unteren Schwellwertes  $T_l$  von  $-123$  HU wurden große Teile des Unterhautfettgewebes herausgefiltert. So konnte das folgende Region-Growing-Verfahren mit großzügigeren Grenzwerten versehen werden und so befriedigendere Ergebnisse liefern. Durch Verwendung eines Dilatations-Verfahrens mit  $3 \times 3 \times 3$ -Voxel-Kernel konnte der Gefäßdurchmesser analog zu dem Vorgehen bei der Segmentierung der Portalvenen optimiert werden. Eine äußerst schlechte Kontrastierung der epigastrischen Gefäße machte dieses Vorgehen in *Datensatz 4* unmöglich. Daher wurde hier und bei *Datensatz 5* ein Gefäßfilter mit  $3 \times 3 \times 3$ -Voxel-Kernel und einer Varianz  $\sigma$  von  $\frac{1}{3}$  mm mit befriedigendem Segmentationsergebnis angewendet (vgl. Tab. 3.9). Es erfolgte eine abschließende Dilatation mit den oben beschriebenen Kernel-Einstellungen. Bei beiden Vorgehensweisen betrug die erforderliche Arbeitszeit für die Segmentierung der epigastrischen Gefäße ca. 10 Arbeitsstunden.

### 3.2.10 Segmentierung von Haut und Fettgewebe

Während in *Patientendatensatz 1, 2 und 5* eine *Region-Growing-Segmentierung* der *Haut* mit anschließender *Dilatation* mit  $3 \times 3 \times 1$ -Faltungskern stattfinden konnte, war dies in *Datensatz 3 und 4* auf Grund starker Helligkeitsgradienten am Übergang der Haut zur extrakorporalen Umgebung nicht möglich. Daher wurde hier zunächst ein *Sobel-Kantenfilter* eingesetzt. Aus dem so gewonnenen Kantenbild wurden die Konturen der Hautoberfläche mittels Region-Growing segmentiert (Tab. 3.10). Eine abschließende Dilatation mit

Verfahren	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
<b>Bildvorbearbeitung</b>					
Binomial-Glättungsfilter	$3 \times 3 \times 1$				
<b>Arterien</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	43	57	33	66	72
Upper Treshold $T_u$ (HU)	432	447	423	456	462
2. Segmentierung	LW	LW	LW	LW	LW
Nachbearbeitung	man.	man.	man.	man.	man.
<b>Venen</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	43	47	33	35	49
Upper Treshold $T_u$ (HU)	143	147	133	135	150
2. Segmentierung	LW	LW	LW	LW	LW
Nachbearbeitung	man.	man.	man.	man.	man.
<b>Portalvenen</b>					
1. Segmentierung	LW	RG	RG	VF	VF
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-	95	33	-	-
Upper Treshold $T_u$ (HU)	-	150	88	-	-
Kernel VF (Pixel)	-	-	-	$3 \times 3 \times 3$	$3 \times 3 \times 3$
Varianz $\sigma$ VF (mm)	-	-	-	0,41	0,41
2. Segmentierung	LW	LW	LW	RG	RG
1. Nachbearbeitung	man.	man.	man.	man.	man.
2. Nachbearbeitung	-	-	-	Dil.	Dil.
Kernel Dil. (Pixel)	-	-	-	$3 \times 3 \times 1$	$3 \times 3 \times 1$
<b>Epigastrische Gefäße</b>					
2. Bildvorbearbeitung	Tres.	Tres.	Tres.	-	-
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-123	-123	-123	-	-
Upper Treshold $T_u$ (HU)	1436	1436	1436	-	-
1. Segmentierung	RG	RG	RG	VF	VF
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-50	-84	-24	-	-
Upper Treshold $T_u$ (HU)	1361	1327	1387	-	-
Kernel VF (Pixel)	-	-	-	$3 \times 3 \times 3$	$3 \times 3 \times 3$
Varianz $\sigma$ VF (mm)	-	-	-	0,33	0,33
2. Segmentierung	LW	LW	LW	RG	RG
1. Nachbearbeitung	man.	man.	man.	man.	man.
2. Nachbearbeitung	-	-	-	Dil.	Dil.
Kernel Dil. (Pixel)	-	-	-	$3 \times 3 \times 1$	$3 \times 3 \times 1$

**Tabelle 3.9:** Segmentierung von Gefäßen. *Legende:* RG = Region-Growing, LW = Live-Wire, VF = Vesselness Filter, Tres. = Schwellwertverfahren, man. = manuelles Zusammensetzen einzelner segmentierter Abschnitte, Dil. = Dilatation

$3 \times 3 \times 1$ -Voxel-Kernel entfernte kleine Löcher in der Hautoberfläche. Wie schon auf Seite 45 beschrieben wurden auf Grund der Arbeitsweise des *Marching-Cubes-Algorithmus* die Bildinhalte in den obersten und untersten Schichten der Datensätze komplett entfernt. Um ein von außen geschlossenes Oberflächenmodell der Haut zu erhalten, wurde der Körperinhalt in den axialen Schichten 2 und 3 und  $n - 1$  und  $n - 2$  komplett mit Haut-Grauwerten ausgefüllt.

Das *Fettgewebe* stellt die einzige Struktur in allen Patientendatensätzen dar, welche nicht direkt segmentiert wurde. Vielmehr wurde nach Erstellung eines geschlossenen Hautdatensatzes der eingeschlossene Nullwert-Bereich mittels *Region-Growing* segmentiert und so ein *Negativ-Abdruck* der Haut erstellt. Bei der Erstellung der *Labeldaten* (vgl. S. 53) wurde dann ein Großteil der Fettgewebe-Grauwerte mit anderen Organstrukturen überschrieben, so dass ein dem Original ähnliche Verteilung des Fettgewebes resultierte.

Der Arbeitsaufwand für die Segmentierung der Haut belief sich bei den *Datensätzen 1, 2 und 5* auf ca. 6 bis 8 Arbeitsstunden, bei *Datensatz 3 und 4* auf ca. 10 bis 12 Stunden.

### 3.2.11 Segmentierung der Lunge

In allen Patientendatensätzen konnte die *Lunge* bei sehr guten Segmentationsergebnissen mit dem *Region-Growing-Verfahren* extrahiert werden (Tab. 3.11). Durch eine anschließende Nachbearbeitung, entsprechend dem in Abschnitt *Segmentierung knöcherner Strukturen* auf Seite 46 beschriebenen Vorgehen, konnten Binnenstrukturen wie Lungengefäße und Bronchialäste eliminiert werden. Hierfür betrug der Zeitaufwand ca. 3 bis 5 Arbeitsstunden.

### 3.2.12 Segmentierung sonstiger Strukturen

In *Patientendatensatz 4* konnten zudem die kontrastierten *Hoden* und ein in das Abdomen eingebrachter doppelläufiger *Katheter* segmentiert werden. In *Patientendatensatz 5* wurden angelegte *EKG-Elektroden* segmentiert. Die Segmentierung der Hoden erfolgte mit Hilfe der beschriebenen Kombination aus *Region-Growing*- und *Live-Wire-Segmentierung*. Der Katheter wurde entsprechend Tabelle 3.12 direkt mittels *Region-Growing* segmentiert. Der Zeitaufwand belief sich pro Struktur auf ca. 1 Arbeitsstunde.

## 3.3 Erstellung von Oberflächenmodellen

### 3.3.1 Labeldatensätze

Aus den einzelnen segmentierten Strukturen wurden sogenannte *Labeldatensätze* erstellt, welche die gesamten segmentierten Objekte in gleicher Anordnung wie der entsprechende CT-Datensatz enthalten (Abb. 3.7).

Hierzu werden die einzelnen Binärdatensätze der Organe in eine Datei geladen und jeder segmentierten Struktur ein spezifischer Helligkeitswert zugeordnet. Die verwendeten Grauwerte sind in Tab. 3.3 aufgeführt. Da jeder Voxel nur einen bestimmten Grauwert annehmen kann, überschreiben neu geladene Voxel mit Bildinhalt ( $gv \geq 1$ ) Teile des beste-

Verfahren	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
<b>Bildvorbereitung</b>					
Binomial-Glättungsfilter	$3 \times 3 \times 1$				
<b>Haut</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	SF	SF	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-431	-442	-	-	-186
Upper Treshold $T_u$ (HU)	-22	-32	-	-	223
1. Nachbearbeitung	man.	man.	RG	RG	man.
2. Nachbearbeitung	Dil.	Dil.	Dil.	Dil.	Dil.
Kernel Dil. (Pixel)	$3 \times 3 \times 1$				
<b>Fettgewebe</b>					
Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (gv)	0	0	0	0	0
Upper Treshold $T_u$ (gv)	254	254	254	254	254

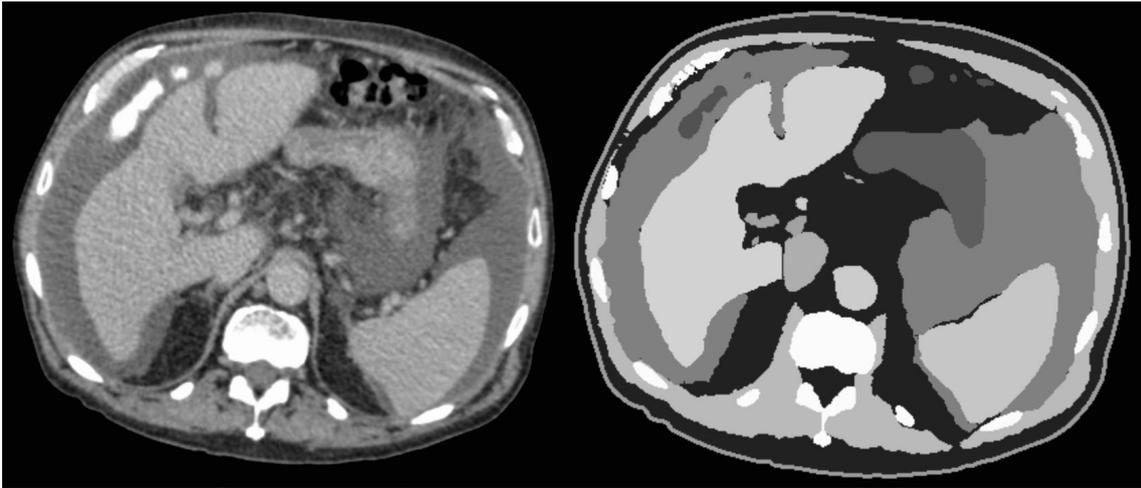
**Tabelle 3.10:** Segmentierung von Haut und Fettgewebe. *Legende: RG = Region-Growing, SF = Sobel-Kantenfilter, man. = manuelles Nachbearbeiten, Dil. = Dilatation*

Verfahren	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
<b>Bildvorbereitung</b>					
Binomial-Glättungsfilter	$3 \times 3 \times 1$				
<b>Lunge</b>					
1. Segmentierung	RG	RG	RG	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-921	-966	-945	-945	-932
Upper Treshold $T_u$ (HU)	-488	-417	-212	-367	-474
Nachbearbeitung	man.	man.	man.	man.	man.

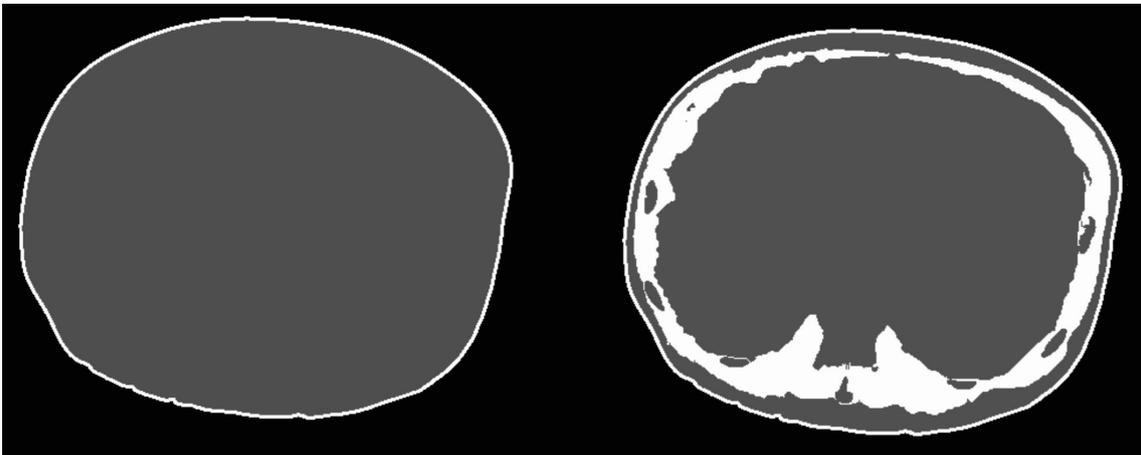
**Tabelle 3.11:** Segmentierung der Lunge. *Legende: RG = Region-Growing, man. = manuelles Nachbearbeiten*

Verfahren	Pat 1	Pat 2	Pat 3	Pat 4	Pat 5
<b>Bildvorbereitung</b>					
Binomial-Glättungsfilter	-	-	-	$3 \times 3 \times 1$	$3 \times 3 \times 1$
<b>Testis</b>					
1. Segmentierung	-	-	-	RG	-
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-	-	-	24	-
Upper Treshold $T_u$ (HU)	-	-	-	180	-
2. Segmentierung	-	-	-	LW	-
<b>Katheter u.ä.</b>					
1. Segmentierung	-	-	-	RG	RG
Lower Treshold $T_l$ (HU)	-	-	-	-610	169
Upper Treshold $T_u$ (HU)	-	-	-	2118	2898

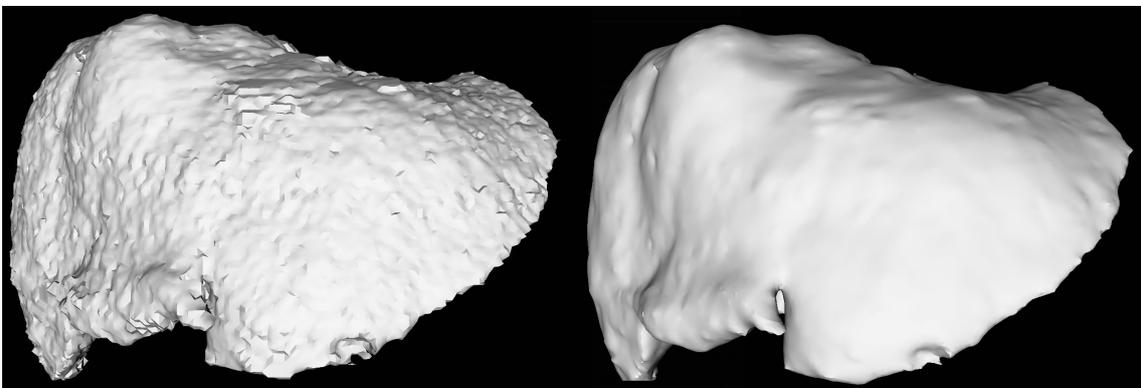
**Tabelle 3.12:** Segmentierung sonstiger Strukturen. *Legende: RG = Region-Growing, LW = Live-Wire*



**Abbildung 3.7:** Vergleich zwischen CT- (links) und Labeldaten (rechts) (*Patientendatensatz 3*). Die Grauwerte der einzelnen Strukturen des Labeldatensatzes entsprechen Tab. 3.3.



**Abbildung 3.8:** Erstellung eines Labeldatensatzes am Beispiel von *Patientendatensatz 3*. Links Labeldatenbild mit Haut (125 gv) und Fettgewebe (20 gv) und rechts Labeldatensatz nach Laden des Muskulatur-Binärbildes (150 gv). Teile des Fettgewebe werden durch den Muskulaturdatensatz überschrieben.



**Abbildung 3.9:** Vergleich eines ungeglätteten (links) und eines geglätteten Oberflächenmodells (rechts) der Leber aus *Patientendatensatz 3*.

henden Bilddatensatzes (Abb. 3.8). Aus diesem Grund ist das Einhalten einer bestimmten Reihenfolge beim Erstellen der Labeldaten wichtig. Die Labeldaten werden als Grundlage der Kraftberechnung verwendet (vgl. S. 56) [45, S.29].

### 3.3.2 Polygon-Oberflächenmodelle

Aus den Labeldatensätzen wurden mit Hilfe des *Marching-Cubes-Algorithmus* Polygon-Oberflächenmodelle der einzelnen segmentierten Strukturen erstellt (vgl. S. 35). Hierzu wurde das im *Institut für Medizinische Informatik* des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf entwickelte Programm *TinySurfaceGenerator* eingesetzt. Dieses ist ein *kommandozeilenbasiertes* Computerprogramm, welches in Microsoft-Windows in der *MS-DOS-Eingabeaufforderung* ausgeführt wird.

Die resultierenden Oberflächenmodelle mussten zum einen auf Grund optischer Eigenschaften (Abb. 3.9) und zum anderen auf Grund des Speicherplatzbedarfes durch Ausdünnung einzelner Poygone erheblich reduziert und geglättet werden. Hierzu kam das ebenfalls im *Institut für Medizinische Informatik* entstandene Programm *ReModelVR* zum Einsatz. Zur Reduktion standen die Parameter *Decimation*, *Relaxation* und *Iteration* zur Verfügung. Mit *Iteration* lässt sich die Anzahl der Glättungsdurchläufe definieren, die wie folgt ablaufen: *Decimation* definiert, um wieviel Prozent die Anzahl der Dreiecke aus denen die Oberfläche besteht, reduziert werden soll. Mit *Relaxation* wird festgelegt, wie stark die einzelnen Dreiecke gedehnt und verschoben werden dürfen. Tab. 3.13 stellt die Daten des Ausdünnungsprozesses exemplarisch an *Patientendatensatz 3* dar.

Insgesamt betrug der Zeitbedarf für die Segmentierung, die Erstellung von Labeldaten und Oberflächenmodellen pro Datensatz durchschnittlich 80 Arbeitsstunden.

## 3.4 Punktionssimulator

In diesem Abschnitt wird der technische Hintergrund des im *Institut für Medizinische Informatik* des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf entwickelten Punktionssimulators vorgestellt. Zunächst wird die Berechnung und Darstellung von bei der Punktion auftretenden Kräften beschrieben, bevor ab Seite 61 die Visualisierung des Punktionssettings erläutert wird. In Abschnitt 3.4.4 wird das Bewertungs- und Scoring-System des Simulators vorgestellt. Abbildung 3.11 zeigt den Aufbau des Punktionssimulators.

### 3.4.1 Haptische Kraftrückgabe

Die haptische<sup>2</sup> Kraftrückgabe des Simulator-Prototypen wird durch einen Algorithmus verwirklicht, der auf dem Prinzip des *Proxy-basierten haptischen Volumenrenderings* beruht. Dieses von *Lundin* [60, 58] entwickelte Verfahren gilt als Erweiterung des *haptischen Oberflächenrenderings* [43, S.342] und soll in den Grundzügen im Folgenden vorgestellt werden: Mit Hilfe von Kollisionserkennungsalgorithmen überprüft das Programm, ob die Spitze der

---

<sup>2</sup>Das Wort *Haptik* kommt aus dem Griechischen und bedeutet *greifbar*. Beim Menschen werden die taktile Wahrnehmung, also die Oberflächen- und Tiefensensibilität, sowie der Schmerz- und Temperatursinn, als haptisches Empfinden bezeichnet (vgl. [88, S.628ff]).

Struktur	Polyg. Orig.	MByte	Polyg. Red.	MByte	Red.
Arterien	222.608	13,3	79.920	4,4	64%
Aszites	485.808	28,9	166.052	10,1	66%
Darm	169.928	9,4	118.948	7,1	75%
Epigastr.	60.778	3,8	47.280	2,8	23%
Fettgew.	534.112	33,1	186.938	11,6	66%
Gallenbl.	85.884	5,2	30.085	1,8	65%
Harnbl.	53.096	3,2	31.856	1,9	41%
Haut	384.046	20,7	230.426	13,7	41%
Herz	104.396	6,2	73.076	4,4	31%
Knochen	466.274	28,8	326.390	20,7	31%
Leber	91.068	5,4	54.640	3,3	40%
Lunge	90.452	5,5	54.270	3,4	41%
Magen	158.164	9,7	94.898	5,9	40%
Milz	35.978	2,2	25.184	1,5	30%
Muskeln	1.096.224	67,8	258.480	15,8	77%
Nieren	180.878	10,8	108.526	6,7	41%
Portalv.	169.532	9,9	68.862	4,1	59%
Venen	233.456	13,9	82.775	4,9	65%

**Tabelle 3.13:** Polygonreduzierung der Oberflächenmodelle. Beispielhafte Darstellung von *Patientendatensatz 3*. In der zweiten und vierten Spalte ist die Anzahl der Polygone der einzelnen Oberflächenmodelle vor und nach Reduzierung angegeben, in Spalte drei und fünf die Dateigröße in Megabyte. In Spalte sechs ist aufgeführt, um wieviel Prozent der jeweilige Datensatz reduziert wurde.

Punktionsnadel ( $x_{tip}$ ) auf eine vorher definierte Oberfläche stößt und diese perforiert. Sobald dies der Fall ist, wird dem Benutzer über das haptische Eingabegerät (vgl. Abb. 3.10) die Widerstandskraft  $F$  zurückgegeben [43, S.340].

Die Widerstandskraft  $F$  wird proportional zum Abstand von  $x_{tip}$  zum nächstgelegenen Punkt der Oberfläche  $p$  berechnet. Hierfür bedient man sich eines virtuellen Sprungfeder-Modells, welches sich in seinen Eigenschaften nach dem Hook'schen Gesetz richtet [30] [43, S.340] [60]:

$$F = -k(x_{tip} - p) \quad (3.1)$$

Beim Hook'schen Gesetz bezeichnet  $k$  die Federkonstante, einen Wert, welcher durch die elastischen Eigenschaften der Feder definiert ist. Beim haptischen Oberflächen- und Volumenrendering fühlt sich eine Oberfläche umso härter an, je größer  $k$  ist. Wird statt des nächstgelegenen Punktes an der Oberfläche  $p$  die reale Einstichstelle  $x_p$  verwendet, spricht man vom *Proxy-basierten haptischen Oberflächenrendering*<sup>3</sup> [43, S.341]. Durch Definition von Kräften, welche auf die Nadelspitze wirken, können Kraftrückkopplungseffekte erzielt werden. Das heißt, dass die virtuelle Feder bei Spannung zwischen  $x_{tip}$  und  $x_p$  genau die Kraft erzeugt, welche vom Benutzer auf das Eingabegerät ausgeübt wird [28, 30] [45, S.28f].

<sup>3</sup>Als *Proxy* bezeichnet man einen *Stellvertreterwert*, welcher zur indirekten Messung einer direkt nicht messbaren Größe dient.



**Abbildung 3.10:** Force-Feedback-Eingabegerät der Firma *Sensable*<sup>®</sup> mit 6 Freiheitsgraden. Die maximal simulierbare Kraft beträgt 37,5 N, die kontinuierlich ausgebare Kraft 6,2 Newton [28, 29, 30].



**Abbildung 3.11:** Das Punktionssetting. Prof. Handels mit Shutter-Brille (vgl. Fußnote auf S. 62) am haptischen Eingabegerät. Das 3D-Bild wird auf den Spiegel über dem Eingabegerät projiziert und so ein größerer Realismusgrad erzielt [43, S.389]. Rechts befindet sich der Arbeitsplatz des Betreuers des Punktionsstrainings.

Kräfte durch sehr feine Strukturen (z.B. Organinnenstrukturen) werden durch die Kombination von CT-Daten und Labeldaten simuliert, da diese nach der Segmentierung in den Labeldaten nicht mehr enthalten sind [28, 29, 30]. Diese Erweiterung des beschriebenen Verfahrens zur Krafterückgabe bezeichnet man als *haptisches Volumenrendering*. Die mathematischen Hintergründe und hierzu verwendeten Algorithmen werden in den Arbeiten von *Lundin* [58, 59, 60] und im Standardwerk von *Handels* [43, S.342f] beschrieben.

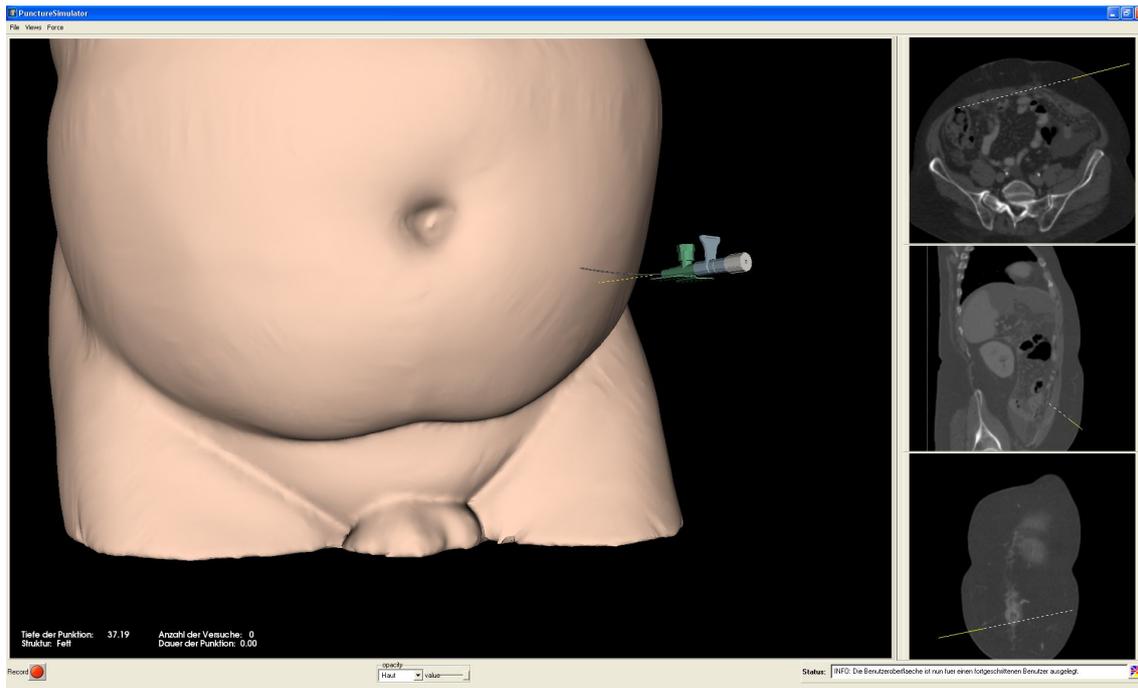
Um unerwünschte Vibrationseffekte zu vermeiden, müssen bei diesem Vorgehen die auftretenden Kräfte in Abhängigkeit von der Benutzerinteraktion mit einer Frequenz von bis zu 1000 Herz neu berechnet werden [43, S.339].

Bei den auf die Nadelspitze wirkenden Kräften, den *needle tip forces* handelt es sich um folgende, vorab für jedes Gewebe zu definierende Teilkräfte [28, 30] (vgl. Tab. 3.14):

- *surface resisting force*: Als Resisting-Force wird die Kraft definiert, welche aufgebracht werden muss, um eine Gewebeoberfläche zu durchstoßen.
- *surface friction force*: Dieser Parameter gibt an, wie leicht die Nadel auf der Gewebeoberfläche gleiten, also z.B. verrutschen kann.
- *viscosity*: Dieser Wert spiegelt die Viskosität des Gewebes und damit dessen Konsistenz wieder.

Struktur	Friction Force	Viscosity	Resisting Force	Stiffness
Knochen	0,4 N	3,0 N	5,0 N	2,0 N
Herz	0,5 N	1,2 N	1,2 N	0,8 N
Katheter	0,1 N	1,2 N	3,0 N	1,2 N
Leber	0,4 N	0,9 N	1,2 N	1,2 N
Arterien	0,3 N	0,9 N	1,2 N	1,2 N
Epigastrische Gefäße	0,3 N	0,9 N	1,0 N	1,0 N
Milz	0,4 N	0,9 N	1,2 N	1,2 N
Nieren	0,4 N	0,9 N	1,2 N	1,2 N
Muskulatur	0,5 N	1,2 N	1,2 N	1,0 N
Testis	0,5 N	1,2 N	1,2 N	1,0 N
Venen	0,2 N	0,6 N	0,9 N	1,0 N
Portalvenen	0,2 N	0,6 N	0,9 N	1,0 N
Haut	0,4 N	0,7 N	2,0 N	0,8 N
Gallenblase	0,3 N	0,5 N	1,2 N	1,0 N
Gallengänge	0,3 N	0,5 N	1,2 N	1,0 N
Aszites	0 N	0,5 N	0,0 N	1,0 N
Harnblase	0,3 N	0,5 N	1,2 N	1,0 N
Magen	0,4 N	0,7 N	1,2 N	1,0 N
Darm	0,4 N	0,7 N	1,2 N	1,0 N
Lunge	0,2 N	0,3 N	0,9 N	1,0 N
Fettgewebe	0,3 N	0,7 N	0,7 N	1,0 N
Luft	0 N	0 N	0 N	0 N

**Tabelle 3.14:** In dieser Tabelle sind die verwendeten Teilkraftdefinitionen aufgeführt.



**Abbildung 3.12:** Graphische Benutzeroberfläche des Punktionsimulators (vgl. Abb. 3.13) Zu sehen ist das Auftreten von Rotationskräften, welche zur Nadelverbiegung führen. Zur Verdeutlichung ist eine artifizielle, besonders starke, Nadelverbiegung dargestellt.

Diese Teilkräfte werden für alle segmentierten Strukturen vorab in einer *XML-Datei* (s.u.) definiert. Die Definition erfolgte dabei überwiegend auf Grund subjektiver Erfahrungswerte, da Publikationen zur Messung auftretender Kräfte bei Punktionen in der Literatur nur äußerst spärlich vertreten sind [23]. Eine der wenigen Arbeiten ist die von *Lendvay* [57], in der die biomechanischen Eigenschaften bei der Punktion von Haut-Muskel-Präparaten untersucht werden. *Lendvay* konnte eine maximal auftretende Kraft von 7,5 Newton bei der Punktion der Haut feststellen, allerdings stammen die meisten untersuchten Präparate von Tieren, so dass sich die Ergebnisse nur eingeschränkt verallgemeinern lassen. In einer anderen Arbeitsgruppe um *Magill* wurden die bei der Punktion auftretenden Kräfte während einer Spinalanästhesie gemessen. Dabei traten Kräfte bis ca. 9 Newton auf [62].

Zusätzlich zu den *needle tip forces* werden auch auf den Nadelschaft wirkende Kräfte (*needle body forces*) berechnet. Diese sind unterteilt in Nadelschaft-Reibung, Transversal- und Rotationskräfte. Zusätzlich wird die *stiffness* – die Steifigkeit der Nadel bei Verbiegung – wie die *needle tip forces* vorab in der XML-Datei definiert. Zur Simulation der Rotations- und Transversalkräfte wird das oben vorgestellte virtuelle Sprungfedermodell erweitert. Eine genaue Darstellung dieser Teilkräfteberechnungen findet sich in den Arbeiten von *Färber* und *Dahmke* [30, 21]. Rotationskräfte und Simulation transversaler Kräfte verhindern ein *Durchschneiden* des Gewebes beim versehentlichen Abweichen vom zuvor gewählten Punktionspfad [30]. Darüber hinaus wird die Punktionsnadel durch den Simulator auch nach Loslassen des Eingabegerätes am Punktionsort gehalten und es ist zudem möglich, die Verbiegung der Nadel beim Auftreten von Rotationskräften zu simulieren (Abb. 3.12).

### 3.4.2 XML-Datei

Jeder Patientendatensatz wird im Simulationsprogramm durch Laden einer XML-Datei<sup>4</sup> aufgerufen. In dieser XML-Datei sind alle für die Punktion benötigten Dateien, die haptischen Eigenschaften und die Rahmenbedingungen der Punktion definiert. Dieses Vorgehen bietet mehrere Vorteile:

Zum einen wird die Benutzerfreundlichkeit erhöht, da mit einem einfachen *File - Open*-Befehl, ähnlich wie in einem kommerziell erhältlichen Computerprogramm (z.B. *Microsoft Office*), der entsprechende Punktionsvorgang gestartet werden kann. Es ist für unerfahrene Benutzer also kein kompliziertes Einarbeiten in das Simulationsprogramm notwendig.

Zum anderen gestattet dieses Vorgehen eine universelle Benutzung des Simulators. Durch Definition aller benötigten Angaben – wie z.B. den Ziel- und Risikostrukturen – in der XML-Datei kann recht einfach ein beliebiger Punktionseingriff simuliert werden, ohne dass das Programm angepasst werden muss. Der Aufbau der XML-Datei hat folgende Struktur:

- Zunächst werden die benötigten Label- und CT-Datensätze aufgeführt. Diese müssen in demselben Ordner liegen wie die XML-Datei.
- Danach werden die Oberflächenmodelle in absteigender Reihenfolge der der Struktur im Labeldatensatz zugeordneten Grauwerte aufgerufen.
- Die Zuordnung zu den Grauwerten des Labeldatensatzes erfolgt als Nächstes. Zudem werden gleichzeitig die in Tab. 3.14 beschriebenen *needle tip forces* und die *stiffness*, sowie die gewünschte Farbgebung und Transparenz der Oberflächenmodelle festgelegt [30].
- Im nächsten Abschnitt ist die initiale Position der virtuellen Kamera und die Ausrichtung der *Slice-Viewer* definiert.
- Der folgende Teil definiert Rahmenbedingungen der Punktion, wie Zeitvorgaben und eventuelle Referenzpfade (vgl. S. 62). Des Weiteren werden hier die Ziel- (Aszites) und Risikostrukturen, welche nicht perforiert werden sollten, festgelegt. Als Risikostruktur gelten bei der Aszitespunktion Leber, Milz, Nieren, Gefäße, Gallen- und Harnblase, sowie Magen und Darm.
- Im letzten Abschnitt der XML-Datei wird definiert, ob Rotationskräfte simuliert werden sollen oder nicht. Zudem erfolgt hier die Angabe, welche virtuelle Punktionsnadel geladen werden soll und welche Eigenschaften diese besitzt, um Rotationskräfte und Nadelverbiegung simulieren zu können.

### 3.4.3 Visualisierung und Benutzeroberfläche

Der Punktionsvorgang wird auf einer *Graphischen Benutzeroberfläche*, *graphical user interface (GUI)* dargestellt. Diese besteht hauptsächlich aus einem *3D-Viewer*, welcher das

---

<sup>4</sup>*XML (Extensible Markup Language)* ist ein internationaler Standard zum Austausch von Computerdaten in Form einer Textdatei.

Hauptfenster des Simulator-Programmes ausfüllt und aus drei *2D-Slice-Viewern* am rechten Bildschirmrand (Abb. 3.13 und Abb. 3.14) [30] [45, S.31ff].

Im *3D-Viewer* befindet sich das Punktionssetting mit den Oberflächenmodellen des Patientendatensatzes und der virtuellen Punktionsnadel. Die Oberflächenmodelle können rotiert und verschoben werden, so dass der Benutzer sich virtuell um seinen Patienten herum bewegen kann. Die Punktionsnadel wird über einen Menübefehl interaktiv nach Verschieben bzw. Rotation des Datensatzes repositioniert, um so ein Einstechen an beliebiger Position zu ermöglichen.

Die drei *Slice-Viewer* stellen die der aktuellen Nadelposition entsprechenden CT-Schichtbilder zur Verfügung. Dabei steht eine axiale Ansicht, sowie eine sagittale und eine koronare Rekonstruktion zur Verfügung. Die aktuelle Nadelposition wird durch eine gelbe Linie visualisiert, der bei aktueller Nadelposition resultierende Punktionsverlauf durch eine gestrichelte Linie.

In der linken unteren Ecke des Hauptfensters befindet sich eine Texteinblendung, welche die derzeit punktierte anatomische Struktur und die Punktionstiefe anzeigt [30]. Bei Punktation der Zielstruktur Aszites leuchtet der Bildschirmhintergrund blau (vgl. Abb. 3.14), bei Perforation einer Risikostruktur – wie eines parenchymatösen Organes – rot auf. Im Statusbalken am unteren Rand des Hauptfensters ist ein aufklappbares Menü angeordnet, mit dem die Transparenz einzelner Strukturen (wie z.B. in Abb. 3.13 der Haut) geändert werden kann.

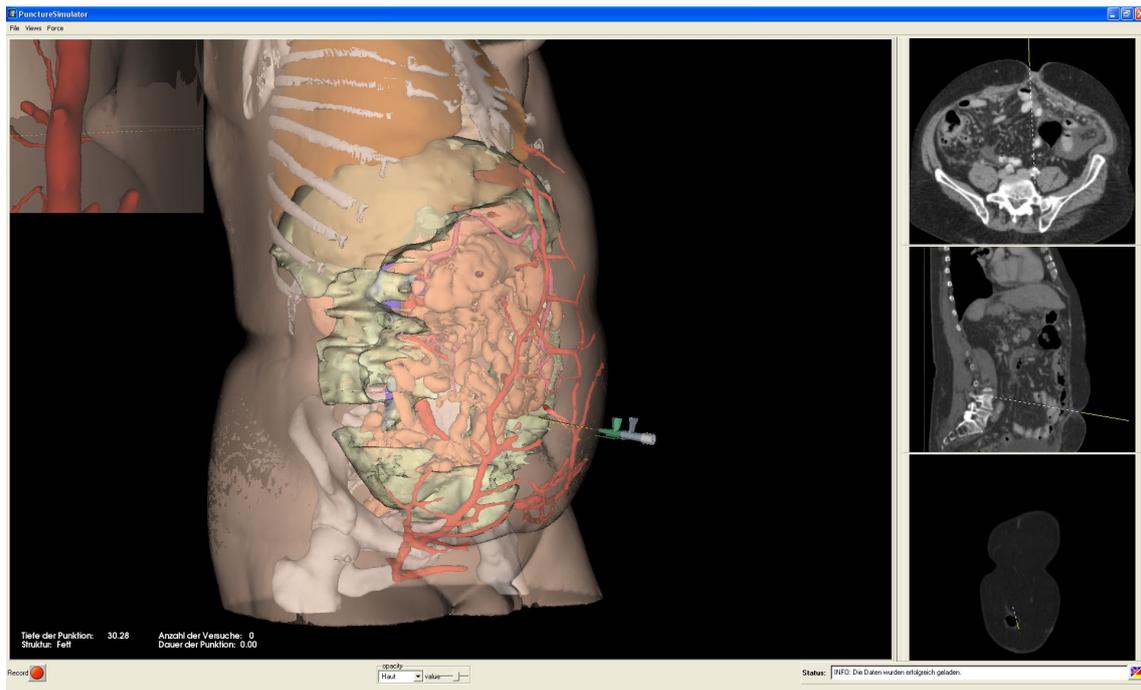
Des weiteren besteht die Möglichkeit einer dreidimensionalen Visualisierung (Stereoskopie) sowohl über eine *Rot-Grün-*, als auch über eine *Shutter-Brille*<sup>5</sup> [43, S.335ff] [45, S.15f]. Zusätzlich ist es möglich, eine *Needle-Cam*, also eine auf die Nadelspitze fokussierte Darstellung der Oberflächenmodelle, einzublenden (Abb. 3.13), sowie einen *Multi-Planar-Viewer*, einer Erweiterung der *Slice-Viewer*, welcher abhängig von der Nadelposition und Nadelausrichtung entsprechende orthogonale Schichtrekonstruktionen darstellt.

Die einzelnen Visualisierungsmöglichkeiten lassen sich über Menübefehle sowohl einzeln ein-, bzw. ausschalten, als auch gruppenweise in auf unerfahrene, fortgeschrittene und professionelle Benutzer ausgerichteten Visualisierungen anzeigen (vgl. Tab. 3.15) [30].

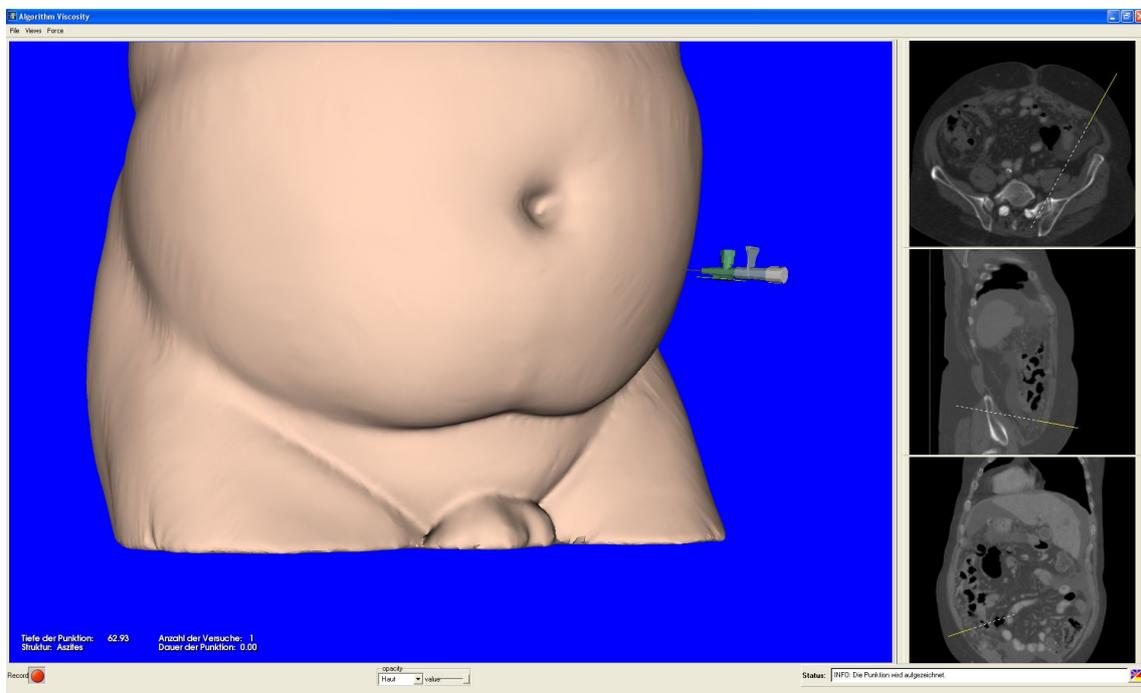
#### 3.4.4 Bewertungssystem

Der Punktionsimulator verfügt über ein Bewertungssystem, welches die Punktation des Benutzers analysieren und mit einer Gesamtpunktzahl bewerten soll. Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt dabei 100 Punkte. Beim Starten des Evaluationsmodus erscheint ein Fenster, in dem die genauen Einstellungen des Bewertungssystems festgelegt werden können. Dies ist für die statistische Auswertung des Trainingserfolges notwendig. So wird der Benutzer aufgefordert eine Identifikationsnummer einzugeben, zudem kann eingestellt

<sup>5</sup>Bei der Stereoskopie mittels *Rot-Grün-Brille* werden zwei leicht versetzte Bilder übereinanderprojiziert, eines im roten und eines im grünen Frequenzbereich. Die Brille dient als Frequenzfilter, so dass auf jedem Auge des Betrachters nur eines der beiden Bilder angezeigt wird. Hierdurch entsteht ein dreidimensionaler Bildeindruck. Die *Shutter-Brille* verfügt über die Möglichkeit einer schnellen Verdunklung jeweils eines Brillenglases. Auf dem Bildschirm werden die leicht versetzten Bilder mit hoher Frequenz abwechselnd angezeigt, die Brille verdunkelt dazu jeweils asynchron ein Auge. Auch hier entsteht ein dreidimensionaler Gesamteindruck [43, S.335ff] [45, S.15f].



**Abbildung 3.13:** Graphische Benutzeroberfläche des Punktionsimulators mit *3D-Viewer* im Hauptfenster und *Slice-Viewern* rechts. Links oben ist die *Needle-Cam* eingeblendet. Es ist Patientendatensatz 2 geladen. Die Haut ist transparent eingestellt.

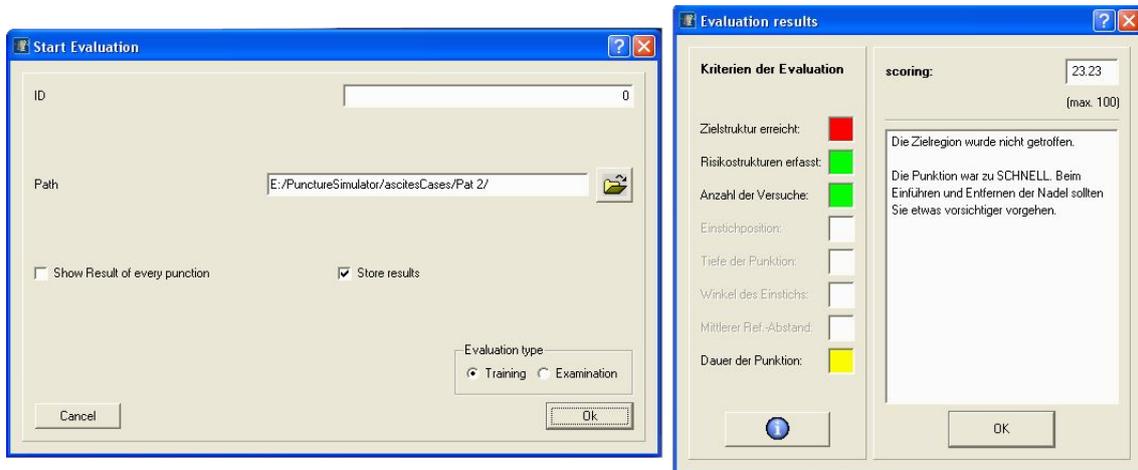


**Abbildung 3.14:** Graphische Benutzeroberfläche des Punktionsimulators mit realistischen Transparenzwerten. Es ist eine erfolgreiche Aszitespunktion dargestellt.

Visualisierung	Beginner	Advanced	Professional
Multi-Planar-Viewer	✓	-	-
Needle-Cam	✓	-	-
Texteinblendung	✓	✓	-
2D-Slice-Viewer	✓	✓	-
3D-Viewer	✓	✓	✓
Stereoskopie	✓	✓	✓

**Tabelle 3.15:** Voreinstellungen der Visualisierungsmöglichkeiten für verschieden erfahrene Benutzergruppen [30] [45, S.55].

werden, ob nach jedem Punktionsversuch<sup>6</sup> ein Ausgabefenster (Abb. 3.15) erscheinen soll und ob die Punktion als Training oder als Erfolgskontrolle (vgl. S. 66) durchgeführt wird.



**Abbildung 3.15:** Ausgabefenster des Bewertungssystems. Links Fenster zum Definieren der Evaluationsparameter. Rechts Punktionsresultat nach suboptimalem Punktionsversuch.

Die individuellen Punktionsergebnisse werden für jeden Patientendatensatz in einer *csv-Datei*<sup>7</sup> welche alle Punktionsergebnisse und -versuche speichert, erfasst. Der Aufbau der *csv-Datei* gliedert sich wie folgt:

In Spalte 1 wird die durch den Benutzer eingegebene Identifikationsnummer abgespeichert, in Spalte 2 der Name des verwendeten Patientendatensatzes. In Spalte 3 wird für den *Trainingsmodus* am ersten Trainingstag eine 0, für den *Prüfungsmodus* am zweiten Trainingstag eine 1 hinterlegt. In Spalte 4 wird die laufende Nummer des jeweiligen von der Benutzer-ID absolvierten Punktionsversuches abgespeichert. Spalte 5 speichert die ermittelte Gesamtpunktzahl ab, welche sich aus mehreren Komponenten zusammensetzt:

Zunächst werden für das Erreichen der Zielstruktur (Aszites) 40 Punkte vergeben. Dies wird zusätzlich separat in Spalte 6 abgespeichert. Für das Perforieren einer Risikostruktur werden jeweils bis zu 10 Punkte abgezogen. Ein Punktionsversuch ohne Verletzung einer Risikostruktur wird mit 10 zusätzlichen Punkten honoriert. Die entsprechende Teilpunktzahl speichert das Simulationsprogramm in Spalte 7 ab. Wird die Zeitvorgabe zwischen

<sup>6</sup>Jedes Penetrieren des Körpers mit der Punktionsnadel wird als Punktionsversuch gewertet.

<sup>7</sup>Eine *csv-Datei* (*Comma-Separated Values*) ist eine einfache Tabellenkalkulations-Datei, in der Inhalte getrennt durch einfache Zeichen, wie Kommata, in Spalten und Zeilen abgespeichert werden können.

Einstich und Herausziehen der Nadel eingehalten, können noch mal bis zu 10 Punkte erreicht werden. Bei Über- oder Unterschreiten wird für jede Sekunde ein Punkt abgezogen. Auch die Zeit pro Punktionsversuch wird separat in Spalte 8 abgespeichert. Prinzipiell ist es zudem möglich, in der XML-Datei vorgegebene Punktionspfade zu definieren. Ist dies der Fall – wie bei der Simulation der Lumbalpunktion – können im optimalen Fall noch einmal 40 zusätzliche Punkte erreicht werden (vgl. [45, S.36ff]). Für jeden Punktionsversuch wird eine neue Zeile in der *csv-Datei* angelegt.

Daraus folgt, dass bei der Definition von Referenzpfaden insgesamt 100 Punkte vergeben werden können, bei der Punktionsimulation ohne Referenzpfade, wie bei der Aszitespunktion, zunächst lediglich 60 Punkte. Um auch hier für den Benutzer eine maximale Punktzahl von 100 Punkten ausgeben zu können, werden in diesem Fall die erreichten Punkte nach folgender Formel transformiert:

$$\text{Punktzahl} = \frac{\text{Erreichte Punktzahl}}{60} \times 100 \quad (3.2)$$

### 3.5 Lerneinheit

Vor der virtuellen Punktion wurde von allen Teilnehmern eine Lerneinheit zum Thema *Aszites und Peritonealpunktion* absolviert, um den theoretischen Hintergrund des Themas zu bearbeiten. Die Lerneinheit besteht aus 29 *PowerPoint-Folien*, welche so konzipiert sind, dass sie möglichst selbsterklärend sind. Dafür wurde bewusst ein etwas textorientierteres Folien-Layout gewählt als in der Literatur allgemein für Bildschirmpräsentationen empfohlen wird (vgl. z.B. [10, S.118ff]). Der Inhalt der Lerneinheit entspricht einer Zusammenfassung von Abschnitt 1.2. Die komplette Lerneinheit findet sich im Anhang ab Seite 82.

### 3.6 Evaluation

Neben der statistischen Auswertung der Trainingsergebnisse erfolgte durch die Testnutzer nach dem zweiten Trainingstermin (vgl. Abschnitt *Ablauf der Trainingseinheit* auf S. 66) eine subjektive Bewertung des Punktionsstrainings. Hierzu wurde ein Evaluationsbogen entwickelt, welcher online in der e-Learning-Umgebung *Mephisto (Moodle)* ausgefüllt werden konnte.

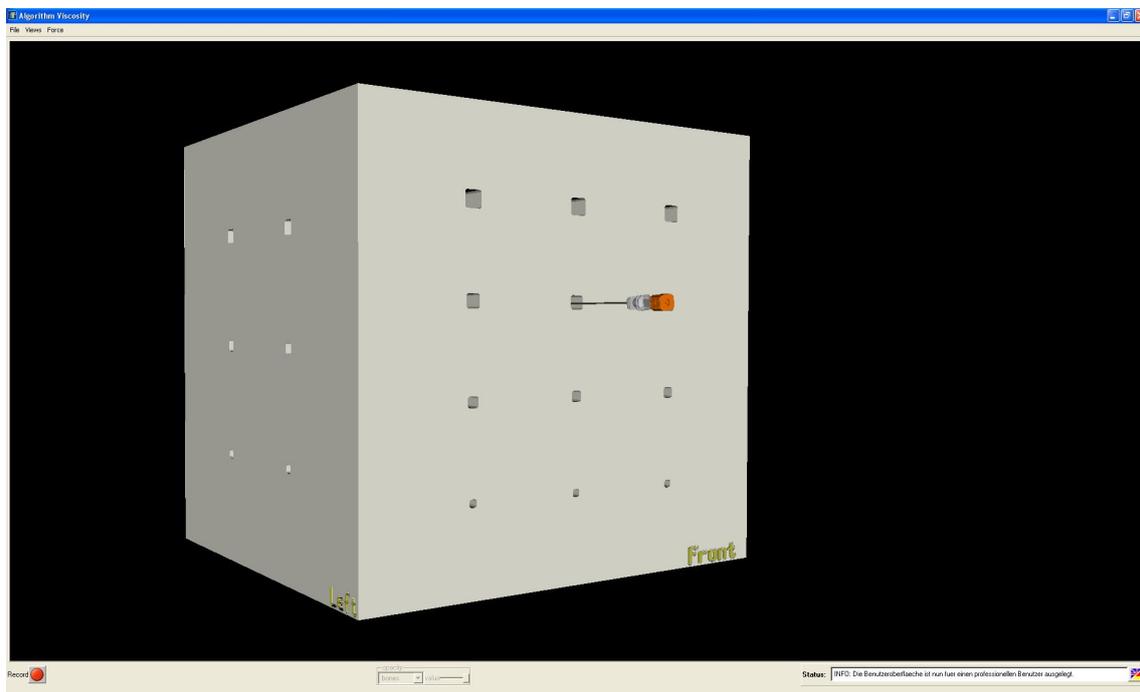
In dem Evaluationsbogen wird u.a. nach subjektiv empfundenen Trainingserfolg, nach der Einschätzung des Realismusgrades des Simulators und nach der technischen Umsetzung gefragt. Der Bogen besteht aus insgesamt 30 Items, welche überwiegend durch die Vergabe von Schulnoten auf einer 6-stufigen *Likert-Skala* (vgl. [12, S.224]) bewertet werden. Diese reicht dabei von 1 (*ja, ich stimme voll zu*) bis 6 (*nein, ich stimme überhaupt nicht zu*). Kleine Antwortwerte entsprechen demnach einer Zustimmung zum Item, große Werte einer Ablehnung. Durch die Vorgabe von sechs Antwortmöglichkeiten sollen neutrale Antwort-

ten möglichst vermieden werden [34]. Der genaue Wortlaut des verwendeten Fragebogens findet sich im Anhang ab Seite 87.

### 3.7 Ablauf der Trainingseinheit

Im Folgenden soll der Ablauf der Trainingseinheit *Aszitespunktion* erläutert werden. Die Trainingseinheit besteht aus zwei Trainingsterminen. Jeder Termin dauert zwischen 30 und 45 Minuten.

Am ersten Trainingstag absolvieren die Probanden, wenn nicht schon im Vorfeld geschehen, die Lerneinheit. Danach werden sie randomisiert der Untersuchungs- und der Kontrollgruppe zugeteilt. Alle Probanden trainieren dann zunächst das Führen der Punktionsnadel mit dem haptischen Eingabegerät an einem würfelförmigen Übungsmodell (Abb. 3.16).



**Abbildung 3.16:** Übungsmodell. Der Würfel besteht aus vier Reihen jeweils identisch aufgebauter Punktionskanäle. Jeder Punktionskanal ist den punktierten Strukturen bei der Lumbalpunktion nachempfunden und besteht aus Haut, Fettgewebe, Ligamentum flavum und dem Spinalkanal.

Die virtuelle Punktion erfolgt am ersten Trainingstag im *Beginner-Modus* und *Advanced-Modus*, am zweiten Trainingstag nach anfänglicher Orientierung mittels CT-Slice-Viewern im *Professional-Modus* (vgl. S. 61). Das Punktionstraining findet immer in 3D-Visualisierung mittels Shutter-Brille statt.

Die Kontrollgruppe nimmt am ersten Termin an keinem weiteren Punktionstraining teil. Die Untersuchungsgruppe trainiert die Aszitespunktion an zwei Patientendatensätzen. Am zweiten Trainingstermin punktieren Untersuchungs- und Kontrollgruppe einen (von der Untersuchungsgruppe) schon am ersten Termin trainierten Patientendatensatz. Zusätzlich absolvieren beide Gruppen einen ihnen unbekanntem Datensatz. Durch dieses Vorgehen soll überprüft werden ob generell ein Trainingseffekt entsteht. In diesem Fall müsste die Unter-

suchungsgruppe höhere Punktzahlen als die Kontrollgruppe im Scoring erzielen. Weiterhin wird geschaut, ob dies ein Trainingseffekt ist der auf dem Erlernen der Aszitespunktion beruht (die Untersuchungsgruppe würde höhere Scoring-Werte bei der Punktion des unbekanntens Datensatzes als die Kontrollgruppe erzielen) oder ob dieser Trainingseffekt rein durch das Erlernen der Bedienung des haptischen Eingabegerätes entsteht. Im Anschluss füllen alle Probanden den Evaluationsbogen aus.

Durch die einheitliche Verwendung von drei der fünf zur Verfügung stehenden Datensätze sollen möglichst schnell statistisch auswertbare Datenmengen akquiriert werden (vgl. Tab. 3.16). Die Punktungen werden in der csv-Datei aufgezeichnet.

Die feste Vorgabe einer einheitlichen Punktionsreihenfolge erzeugt jedoch einen systematischen Fehler, da die Patientendatensätze naturgemäß einen jeweils unterschiedlichen Schwierigkeitsgrad durch die verschiedenen Körperformen, Aszitesmengen und Anordnung von Risikostrukturen aufweisen. Um diesen Fehler zu minimieren werden die Probanden entsprechend Tab. 3.16 in zwei Evaluationsblöcke unterteilt, die jeweils eine andere, feste Punktionsreihenfolge absolvierten. Die ersten 30 Probanden werden *Evaluationsblock 1*, die zweiten 30 Probanden *Evaluationsblock 2* zugeordnet.

In *Evaluationsblock 1* trainiert die Untersuchungsgruppe am ersten Trainingstag *Patientendatensatz 1* und *2*, am zweiten Trainingstag absolvieren Untersuchungs- und Kontrollgruppe erneut *Datensatz 2* und den ihnen unbekanntens *Patientendatensatz 3*. In *Evaluationsblock 2* wird die Punktionsreihenfolge dahingehend getauscht, dass die Untersuchungsgruppe am ersten Tag *Patientendatensatz 3* und am zweiten Tag *Patientendatensatz 1* punktiert. *Patientendatensatz 2* wird weiterhin an beiden Tagen absolviert.

Block 1	UG	KG	Block 2	UG	KG
<b>1. Tag</b>			<b>1. Tag</b>		
Cubus	✓	✓	Cubus	✓	✓
Patientendatensatz 1	✓	-	Patientendatensatz 3	✓	-
Patientendatensatz 2	✓	-	Patientendatensatz 2	✓	-
<b>2. Tag</b>			<b>2. Tag</b>		
Patientendatensatz 2	✓	✓	Patientendatensatz 2	✓	✓
Patientendatensatz 3	✓	✓	Patientendatensatz 1	✓	✓
Evaluationsbogen	✓	✓	Evaluationsbogen	✓	✓

**Tabelle 3.16:** Ablauf der Trainingseinheit am ersten und zweiten Trainingstag. *Legende:* Block = Evaluationsblock, UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe

## 4 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse des Trainingsprogramms vorgestellt. Hierzu erfolgt zunächst in Abschnitt 4.1 eine genauere Beschreibung der Zusammensetzung der Untersuchungs- und der Kontrollgruppe. Abschnitt 4.2 stellt die durch das Scoring-System ermittelten Trainingsergebnisse vor, in Abschnitt 4.3 werden dann die Ergebnisse der Benutzerevaluation zusammengefasst.

### 4.1 Beschreibung der Stichprobe

Insgesamt wurde der Aszitespunktionssimulator zwischen Juli 2008 und März 2009 von 85 Teilnehmern getestet. 58 Personen nahmen auch am zweiten Evaluationstermin teil, dies entspricht einem Prozentsatz von 68%. Von diesen 58 Personen gehörten 28 der Untersuchungs- und 30 der Kontrollgruppe an. Die ursprünglich akquirierten 85 Probanden teilten sich in 40 Teilnehmer in der Untersuchungs- und 45 Teilnehmer in der Kontrollgruppe auf. 54% der Teilnehmer waren weiblich, 46% männlich, das Alter bewegte sich zwischen 20 und 35 Jahren. 96% befanden sich im klinischen Studienabschnitt, 4% im Praktischen Jahr (PJ). Insgesamt gaben 4 Teilnehmer (5%) an, vor dem Punktionstraining schon eine reale Aszitespunktion durchgeführt zu haben. Kein Proband hatte jedoch mehr als 5 reale Aszitespunktionen absolviert.

Von den 85 Personen, die am ersten Trainingstermin teilnahmen wurden 21 der Untersuchungsgruppe in *Evaluationsblock 1* und 19 der Untersuchungsgruppe in *Evaluationsblock 2* zugeordnet. Die Kontrollgruppe setzte sich aus 23 Probanden in *Evaluationsblock 1* und 22 in *Evaluationsblock 2* zusammen.

Von den Teilnehmern, die am zweiten Evaluationstermin teilnahmen, füllten 54 den Evaluationsbogen aus. Das entspricht einer Rücklaufquote von 93%. Die Fallzahl von jeweils 30 Probanden in Untersuchungs- und Kontrollgruppe (vgl. S. 11) wurde nahezu erfüllt. Der Teilnehmerschwund von 32% zwischen beiden Evaluationsterminen fiel deutlich höher aus als vor Beginn des Evaluationsprozesses erwartet.

### 4.2 Ergebnisse des Punktionstrainings

In diesem Abschnitt werden die durch das Scoring-System (vgl. S. 62) ermittelten Ergebnisse des Punktionstrainings vorgestellt. Eine der entscheidenden Fragen dieser Arbeit ist dabei, ob es einen objektivierbaren Trainingseffekt beim virtuellen Training der Aszitespunktion gibt. Dieser Frage wird zunächst durch die Analyse der Gesamtpunktzahl und des Erreichens der Zielstruktur *Aszites* nachgegangen. Dann wird der Trainingserfolg im

zeitlichen Verlauf während der Punktion der einzelnen Patientendatensätze analysiert. Abschließend wird untersucht, in welchem Ausmaß Untersuchungs- und Kontrollgruppe bei der Punktion Risikostrukturen wie Darmschlingen oder Gefäße verletzen.

#### 4.2.1 Trainingseffekt bei der virtuellen Aszitespunktion

Die Frage nach einem Trainingseffekt lässt sich auf recht einfache Art und Weise beantworten, wenn man die pro Patientendatensatz durchschnittlich erreichte Gesamtpunktzahl analysiert. Hierbei ergibt sich folgendes Bild (vgl. auch Tab. 4.1):

In *Evaluationsblock 1* ließ sich eine kontinuierliche Steigerung der von der Untersuchungsgruppe über beide Evaluationstermine erreichten Gesamtpunktzahlen von initial 45 auf 57 bzw. 53 Punkte beobachten. Die Kontrollgruppe erreichte, vergleichbar mit der Punktzahl der Untersuchungsgruppe am ersten Trainingstag, 47 bzw. 48 Punkte. Diese Steigerung der erreichten Punktzahlen der Untersuchungsgruppe gegenüber der Kontrollgruppe ließ sich in *Evaluationsblock 2* nicht beobachten. Nach Veränderung der Punktionsreihenfolge (vgl. S. 66) stagnierte die erreichte Punktzahl von Untersuchungs- und Kontrollgruppe bei 47 bis 50 Punkten. Nach Mittelung der Ergebnisse von *Evaluationsblock 1* und *2* zeigte die Untersuchungsgruppe jedoch eine Steigerung der erreichten Punktzahl um durchschnittlich 5 Punkte von 46 auf 51 Punkte gegenüber einer konstant 48 bis 49 Punkte erreichende Kontrollgruppe.

<b>Evaluationsblock 1</b>						
<b>Gruppe</b>	UG P1	UG P2-1	UG P2-2	UG P3	KG P2	KG P3
<b>Gesamtpunktzahl</b>	45	50	57	53	47	48
<b>Erfolgsrate (%)</b>	35	40	47	45	33	40
<b>Evaluationsblock 2</b>						
<b>Gruppe</b>	UG P3	UG P2-1	UG P2-2	UG P1	KG P2	KG P1
<b>Gesamtpunktzahl</b>	47	49	47	48	49	50
<b>Erfolgsrate (%)</b>	37	37	35	37	37	38
<b>Mittelung</b>						
<b>Gruppe</b>	T 1	T 2-1	T 2-2	T3	KG T 2	KG T 3
<b>Gesamtpunktzahl</b>	46	49	51	51	48	49
<b>Erfolgsrate (%)</b>	36	38	40	42	34	39

**Tabelle 4.1:** Gesamtpunktzahl und Erfolgsrate beim Erreichen des Aszites in Prozent als Marker des Trainingseffektes. *Legende:* UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe, P1-P3 = Patientendatensatz 1-3, 2-1 bzw. 2-2 = Datensatz 2 1. bzw. 2. Tag, T = Training

Einer anderen Möglichkeit zur Analyse eines Trainingseffektes ging folgende Überlegung voraus: Erfolg oder Misserfolg einer Punktion bilden sich grundsätzlich in dem Item – ob die Zielstruktur *Aszites* im Laufe der Punktion erreicht wird oder nicht – ab. Das Scoring-System speichert das Erreichen der Zielstruktur separat ab (vgl. S. 62). Dieses Vorgehen könnte gegenüber der Analyse der Gesamtpunktzahl den Vorteil bieten, dass entsprechend Abschnitt 3.4.4 in die Gesamtpunktzahl auch Items wie Punktionsdauer, Verletzung von Risikostrukturen usw. einfließen und so bei eigentlich erfolgreichen, jedoch nicht optimalen Punktionen, geringere Punktzahlen erreicht werden.

Wie bei der Analyse der Gesamtpunktzahl zeigte sich bei diesem Vorgehen eine deutliche

Steigerung der Erfolgsrate in *Evaluationsblock 1* und eine Stagnation in *Evaluationsblock 2*. Nach Mittelung der beiden Evaluationsblöcke konnte eine Steigerung der Erfolgsrate um ca. 6% bei der Untersuchungsgruppe beobachtet werden. Auch die Kontrollgruppe steigerte sich, im Gegensatz zur Analyse der Gesamtpunktzahl, um ca. 5% (vgl. Tab. 4.1). Diese Werte sind aufgrund der begrenzten Probandenanzahl und der damit verbundenen sehr hohen Streuung der Punktionsergebnisse (Standardabweichungen bis zu 20 Punkten bzw. bis zu 25%) jedoch nicht statistisch signifikant.

#### 4.2.2 Lernkurve während der Punktion der einzelnen Patientendatensätze

In diesem Abschnitt werden die erreichten Gesamtpunktzahlen und die Erfolgsrate im zeitlichen Verlauf des Punktstrainings analysiert. Dazu werden die Werte pro Punktionsversuch gegen die Zahl der Punktionsversuche aufgetragen. So soll versucht werden, die Lernkurve bei der Punktion der unterschiedlichen Patientendatensätze darzustellen. Da durch die begrenzte Probandenanzahl jedoch maximal 28 Einträge pro Punktionsversuch bei der Untersuchungs- und 30 Einträge bei der Kontrollgruppe abgespeichert wurden, werden im Folgenden die aus *Evaluationsblock 1* und *2* gemittelten Ergebnisse dargestellt, um statistisch belastbarere Daten präsentieren zu können.

Auffällig ist bei der Analyse eine Steigerung des Trainingserfolges während der ersten Punktionsversuche. Anschließend kommt es bei allen von der Untersuchungsgruppe punktierten Datensätzen zu einem Abfall der Scoring-Werte und während Punktionsversuch fünf oder sechs zu einem erneuten Anstieg (vgl. Tab. 4.2). Dieser Trend zeigt sich ebenfalls, wenn auch weniger deutlich, bei den Ergebnissen der Kontrollgruppe. Auch diese Daten sind auf Grund der geringen Probandenzahl mit hoher Streuung in den individuellen Punktionsergebnissen nicht statistisch signifikant.

#### 4.2.3 Verletzung von Risikostrukturen

In diesem Abschnitt wird die Häufigkeit von Verletzungen von Risikostrukturen während des Punktstrainings analysiert. Dazu wurde folgende Überlegung angestellt: Das in den Simulator integrierte Scoring-System zieht für jede Verletzung einer Risikostruktur bis zu 10 Punkte von der erreichten Punktzahl ab. Wird keine Risikostruktur verletzt, werden 10 Punkte gut geschrieben. Analog zum Erreichen der Zielstruktur wird die Verletzung von Risikostrukturen separat vom Scoring-System protokolliert.

Im Gegensatz zu den beiden vorherigen Analysen konnte bei der Analyse der Häufigkeit von Verletzungen von Risikostrukturen der erwartete Rückgang von Verletzungen im Verlauf des Punktstrainings nicht nachgewiesen werden (vgl. Tab. 4.3). Lediglich in den gemittelten Ergebnissen von *Evaluationsblock 1* und *2* konnte zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe ein Unterschied festgestellt werden. Demnach verletzt die Untersuchungsgruppe in maximal 21% der Fälle Risikostrukturen, die Kontrollgruppe jedoch in bis zu 35%. In *Patientendatensatz 1* wurden in beiden Evaluationsblöcken bei unterschiedlicher Punktionsreihenfolge nur äußerst selten Risikostrukturen verletzt.

Punktionsversuch	1	2	3	4	5	6
<b>Training 1</b>						
Gesamtpunktzahl	49	54	52	56	48	72
Erfolgsrate (%)	44	53	47	49	38	69
<b>Training 2 Tag 1</b>						
Gesamtpunktzahl	62	57	47	46	48	59
Erfolgsrate (%)	46	47	32	50	38	39
<b>Training 2 Tag 2</b>						
Gesamtpunktzahl	54	55	55	56	46	52
Erfolgsrate (%)	24	52	44	58	50	58
<b>Training 3</b>						
Gesamtpunktzahl	65	68	47	54	48	56
Erfolgsrate (%)	59	62	40	46	42	64
<b>KG Training 2</b>						
Gesamtpunktzahl	50	41	40	60	47	48
Erfolgsrate (%)	33	19	27	68	42	42
<b>KG Training 3</b>						
Gesamtpunktzahl	60	48	42	46	60	46
Erfolgsrate (%)	48	39	35	48	50	50

**Tabelle 4.2:** Lernkurve während der Punktion der einzelnen Patientendatensätze. Entwicklung von Gesamtpunktzahl und Erfolgsrate in Prozent im zeitlichen Verlauf des Punktionstrainings, aufgetragen für jeden Patientendatensatz.

#### 4.2.4 Zusammenfassung der Scoring-Ergebnisse

Es zeigt sich eine Steigerung der Scoring-Ergebnisse der Untersuchungsgruppe von bis zu 5 Punkten oder 6% (in *Evaluationsblock 1* auch von 10%) gegenüber stagnierenden Gesamtpunktzahlen der Kontrollgruppe. Während des Punktionstrainings kam es zunächst zu einer Verbesserung der Scoring-Ergebnisse und dann regelhaft zu einem deutlichen Punkteabfall. Im Verlauf konnten die Probanden dann wieder die Punktionsergebnisse steigern. Risikostrukturen wurden bei sehr heterogenen Punktionsergebnissen insgesamt häufiger von der Kontrollgruppe verletzt.

Bei statistisch nicht signifikanten Werten können diese Ergebnisse nur als Trend verstan-

<b>Block 1</b>						
Gruppe	UG P1	UG P2-1	UG P2-2	UG P3	KG P2	KG P3
Prozent	5	11	26	11	9	4
<b>Block 2</b>						
Gruppe	UG P3	UG P2-1	UG P2-2	UG P1	KG P2	KG P1
Prozent	33	8	17	0	60	8
<b>Mittelung</b>						
Gruppe	T 1	T 2-1	T 2-2	T3	KG T 2	KG T 3
Prozent	20	9	21	4	35	6

**Tabelle 4.3:** Häufigkeit der Verletzung von Risikostrukturen. *Legende:* UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe, P1-P3 = Patientendatensatz 1-3, 2-1 bzw. 2-2 = Datensatz 2 1. bzw. 2. Tag, T = Training

den werden, ein kausaler Zusammenhang zwischen Trainingserfolg und gemessenen Werten liegt für die Lernkurve bei deutlicher Reproduzierbarkeit in beiden Evaluationsblöcken und in allen Patientendatensätzen jedoch nahe. Ein genereller Trainingserfolg erscheint bei insgesamt positiven Ergebnissen nach der Mittelung und in *Evaluationsblock 1* als wahrscheinlich.

Die eingangs gestellten Fragen (vgl. S. 11) können folgendermaßen beantwortet werden: Die Untersuchungsgruppe erzielte im Scoring insgesamt höhere Punktzahlen als die Kontrollgruppe. Dies spricht für einen Trainingseffekt durch den VR-Aszitespunktionssimulator. In diesem Zusammenhang ist insbesondere der Vergleich der Punktionsergebnisse des zweiten Punktionstages interessant. Die Untersuchungsgruppe erzielte hier durchschnittlich 51 Punkte, die Kontrollgruppe 48 bis 49. Etwas deutlicher wird der Unterschied bei der Betrachtung der Ergebnisse aus *Evaluationsblock 1*: Hier erreicht die Untersuchungsgruppe am zweiten Trainingstag Punktzahlen von 53 für den zweiten und 57 Punkten für den dritten Patientendatensatz, während die Kontrollgruppe 47, bzw. 48 Punkte erzielte. Daraus folgt, dass auch der beiden Gruppen bisher unbekanntes dritte Patientendatensatz von der Untersuchungsgruppe erfolgreicher absolviert wird als von der Kontrollgruppe. Dies spricht für einen Trainingseffekt durch das Erlernen des Punktionseingriffes und gegen einen reinen Effekt durch eine Gewöhnung an das Eingabegerät.

### 4.3 Ergebnisse der Benutzerevaluation

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Benutzerevaluation dargestellt. Wie auf Seite 68 aufgeführt, wurden insgesamt 54 Fragebögen ausgefüllt, entsprechend einer Rücklaufquote von 93%. Zwischen den Evaluationsergebnissen der Untersuchungs- und der Kontrollgruppe zeigte sich kein relevanter Unterschied. Daher sind im folgenden die gemittelten Evaluationsergebnisse aller Probanden angegeben.

Die Frage, ob die Nutzer sich auch vor dem Punktionstraining eine Aszitespunktion zutrauen hätten, wurde mit einem Mittelwert von  $2,5 \pm 1,4$ <sup>1</sup> beantwortet (vgl. Tab. 4.4). Die Lerneinheit wurde durchweg positiv bewertet, ebenso der Realismusgrad der haptischen Kraftrückgabe. Die Probanden gaben an, mit der Punktionssnadel nur bedingt gut verschiedene Strukturen des Abdomens erfühlen zu können ( $2,5 \pm 1,2$ ). Das Eingabegerät wurde als für das Punktionstraining zwar geeignet, aber nicht als sonderlich intuitiv zu bedienen bewertet. Mit dem vorherigen Training am Würfelmodell konnten sich die meisten Teilnehmer jedoch an diesen Umstand gewöhnen ( $2,1 \pm 1,2$ ). Die Simulation von Rotationskräften spielte keine besonders relevante Rolle. Besonders gut wurde die Visualisierung der Körpermodelle ( $1,7 \pm 0,8$ ) sowie die stereoskopische 3D-Darstellung bewertet. Das Fehlen einer Sonographievisualisierung wurde weniger deutlich bemängelt als zunächst erwartet ( $2,4 \pm 1,3$ ). Relativ schlecht wurde das Scoring-System bewertet. Es wurde bei Zustimmungswerten um  $2,8 \pm 1,1$ , bzw.  $2,9 \pm 1,0$  als nicht besonders aussagekräftig und hilfreich gesehen. Die beste Bewertung erhielt die Frage, ob die VR-Simulation der Aszitespunktion sinnvoll sei ( $1,5 \pm 0,9$ ). Nach dem Punktionstraining trauten sich die Benutzer eine reale

---

<sup>1</sup>Es sind immer Mittelwert und Standardabweichung angegeben.

Aszitespunktion eher zu als vor dem Training ( $2,0 \pm 1,2$ ). Ein Lerneffekt wurde bejaht. Die Auswahl der Patientendatensätze erschien den Testnutzern sinnvoll ( $1,9 \pm 0,9$ ). Die technische Umsetzung des Simulators wurde mit  $2,2 \pm 0,9$  als gelungen bezeichnet.

In der Freitextangabe – was besonders gut gefallen habe – wurde insbesondere die Visualisierung des Abdomens mit transparent eingestellter Haut und stereoskopischer 3D-Darstellung hervorgehoben und die damit verbundene Möglichkeit zum Nachvollziehen der Anatomie des Abdomens und des Punktionsweges betont<sup>2</sup>. Als negativ wurden das Fehlen einer Sonographievisualisierung und die Handhabung des Eingabegerätes bezeichnet. Dementsprechend wurden insbesondere die Implementierung einer Sonographievisualisierung und eine Optimierung des Eingabegerätes mit Anpassung an eine reale Punktionsnadel im Freitextfeld *Verbesserungsvorschläge* vorgeschlagen.

---

<sup>2</sup>Die gesamten Freitextangaben finden sich im Anhang ab S. 89.

Frage	Mittelw.	SD
<b>Vorerfahrungen</b>		
Ich habe schon eine reale Peritonealpunktion durchgeführt	5,0%	
Eine Aszitespunktion hätte ich mir auch vor dem Punktionstraining zugetraut	2,5	±1,4
<b>Lerneinheit</b>		
Das Absolvieren einer Lerneinheit vor der virtuellen Punktion halte ich für sinnvoll	1,7	±1,0
Die Inhalte der Lerneinheit sind sinnvoll ausgewählt	2,0	±0,9
Den Umfang der Lerneinheit halte ich für angemessen	1,9	±1,0
Durch die Lerneinheit wurde ich besser auf das Thema Aszites und Peritonealpunktion vorbereitet	1,9	±0,9
<b>Kraftrückgabe (Haptik)</b>		
Die Kraftrückgabe erscheint mir realistisch	2,1	±0,8
Ich konnte durch die Kraftrückgabe verschiedene Strukturen des Abdomens erfühlen	2,5	±1,2
Das Eingabegerät ist generell für das Punktionstraining geeignet	2,4	±1,1
An das Eingabegerät konnte ich mich durch das vorherige Training mit dem Würfelmodell gewöhnen	2,1	±1,2
Hat die Simulation von Rotationskräften (Nadelverbiegung) bei dem Punktionseingriff geholfen?	2,4	±1,0
<b>Visualisierung</b>		
Die Darstellung der Körpermodelle erscheint mir realistisch	1,7	±0,8
Die stereoskopischen 3D-Darstellungen vereinfachen das Training	2,0	±1,1
Das Fehlen einer Sonographie-Visualisierung schränkt den Trainingseffekt der virtuellen Punktion signifikant ein	2,4	±1,3
<b>Auswertung / Scoring</b>		
Die Korrekturvorschläge des Simulators waren hilfreich	2,8	±1,1
Das Bewertungssystem des Simulators ist aussagekräftig	2,9	±1,0
<b>Allgemeine Angaben zum Simulator</b>		
Die Möglichkeit des Trainings der Aszitespunktion halte ich für sinnvoll	1,5	±0,9
Nach Absolvieren des Trainingsprogramms würde ich mir eine reale Aszitespunktion eher zutrauen als zuvor	2,0	±1,2
Ich habe durch das Simulationsprogramm einiges über Aszites und die Peritonealpunktion gelernt	2,0	±1,0
Die virtuelle Punktion hilft die Anatomie der Bauchwand und des Abdomens besser verstehen zu lernen	2,1	±1,1
Die Auswahl der Patientendatensätze erscheint mir sinnvoll	1,9	±0,9
Die technische Umsetzung des Simulators ist gut gelungen	2,2	±0,9

**Tabelle 4.4:** Ergebnisse der Benutzerevaluation. Entsprechend Seite 65 bedeuten kleine Werte einer Zustimmung zum Item und große Werte einer Ablehnung. *Legende: Mittelw. = Mittelwert, SD = Standardabweichung*

## 5 Diskussion

In diesem Kapitel werden die ermittelten Ergebnisse vor dem Hintergrund der entsprechenden Literatur diskutiert und bewertet.

### 5.1 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

Trotz häufiger Bezeichnung der VR-Simulation als *zukunftssträchtige Trainingsmethode* in der Literatur, z.B. [67, S.791ff] [75, S.823], finden sich relativ wenige publizierte Beiträge zu Scoring-Ergebnissen von VR-Trainingseinheiten. Häufiger wurde eine Benutzerevaluationen nach Absolvieren eines VR-Trainings durchgeführt. Arbeiten zu VR-Simulationen von Punktionseingriffen sind nur äußerst spärlich vertreten. Im Folgenden werden die Arbeiten anderer Arbeitsgruppen kurz vorgestellt:

Mehrere Arbeitsgruppen beschäftigten sich mit der VR-Simulation von laparoskopischen Eingriffen wie der minimal-invasiven Cholezystektomie<sup>1</sup>. Eine Gruppe um *Aggarwal* verglich die Ergebnisse von 10 Probanden, welche ein VR-Simulationsprogramm für laparoskopische Cholezystektomien absolvierten, mit 10 Probanden, die den laparoskopischen Eingriff an Leichnamen trainierten. Die Teilnehmer des VR-Trainings zeigten eine schnellere Lernkurve und erzielten bessere Scoring-Ergebnisse [1]. Ähnliche Arbeiten wurden auch von *Brown-Clerk et al.*, *Brümmer et al.* und *Shamsunder et al.* veröffentlicht [16, 17, 87]. *Knudsen et al.* veröffentlichten 2006 einen Beitrag, in welchem die VR-Simulation von perkutanen Nieren- und Harnleiterpunktionen untersucht wurden. 63 Probanden wurden ähnlich dem Vorgehen bei dieser Arbeit in eine Untersuchungs- und eine Kontrollgruppe eingeteilt. Nach einer gemeinsamen theoretischen Einführung absolvierte die Untersuchungsgruppe zwei 30-minütige Trainingseinheiten. Dann wurde das Abschneiden beider Gruppen in einer weiteren VR-Punktion untersucht. Die Untersuchungsgruppe absolvierte die Punktion schneller, benötigte weniger Punktionsversuche und verletzte seltener Blutgefäße [50, 91].

*Monahan et al.* untersuchten das Abschneiden von 10 Probanden bei einer VR-Simulation von arthroskopischen<sup>2</sup> Hüftoperationen. Es konnte vor allem eine zeitliche Verkürzung des simulierten Eingriffes um durchschnittlich 38% nach VR-Training gezeigt werden [65].

*O'Toole* veröffentlichte eine Arbeit zur VR-Simulation von gefäßchirurgischen Eingriffen. Es wurden die Scoring-Ergebnisse von 8 ausgebildeten Chirurgen mit denen von 12 Medizinstudenten verglichen. Die Chirurgen erzielten erwartungsgemäß bessere Scoring-Ergebnisse, die Studenten zeigten eine steilere Lernkurve [70].

---

<sup>1</sup>Die laparoskopische Cholezystektomie ist die Entfernung der Gallenblase mit Hilfe starrer Endoskope, ein minimalinvasives chirurgisches Verfahren.

<sup>2</sup>Die Arthroskopie ist die endoskopische Gelenkspiegelung.

*Bowyer et al.* führten eine Benutzerevaluation nach VR-Simulation einer Krikothyreotomie<sup>3</sup> bei Soldaten im Irak durch [13]. *Magee et al.* untersuchten einen VR-Simulator für sonographisch gestützte perkutane Punktionen. Dieser beinhaltete keine haptische Kraftrückgabe. Es erfolgte eine Benutzerevaluation, in welcher die Benutzer den Simulator als hilfreich bewerteten um die Handhabung eines sonographisch kontrollierten Eingriffes zu trainieren [61]. *Ward et al.* führten eine Benutzerevaluation bei 12 Probanden nach einer VR-Simulation der Anatomie bei Brustkrebs durch [92]. Eine Arbeitsgruppe um *Yi* erstellte ein Scoring mit vier sehr erfahrenen Untersuchern an einem VR-Simulator für virtuelle Koloskopien und führte eine Benutzerevaluation des Simulators mit 11 Probanden durch [97, 98].

Das Vorgehen in dieser Arbeit lässt sich am ehesten mit dem von *Knudsen* [50, 91] vergleichen. Auch die Anzahl der Probanden ähnelt der hier rekrutierten Testpersonen. In der Regel fanden bei den Arbeiten anderer Arbeitsgruppen die Untersuchungen mit weitaus geringeren Probandenzahlen statt. Während in der Arbeit von *Knudsen et al.* statistisch signifikante Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe ermittelt werden konnten, gelang dies in dieser Arbeit jedoch nicht. Die ermittelten Ergebnisse weisen jedoch in die selbe Richtung. Auch in dieser Arbeit konnte ein besseres Abschneiden der Untersuchungs- gegenüber der Kontrollgruppe nach Absolvieren eines VR-Trainingsprogrammes gezeigt werden. In beiden Arbeiten verletzte die Kontrollgruppe häufiger Risikostrukturen.

## 5.2 Diskussionswürdige Beobachtungen

In diesem Abschnitt werden Auffälligkeiten und diskussionswürdige Beobachtungen bei der Auswertung der Evaluations- und Scoring-Ergebnisse dargestellt.

### Güte des Scoring-Systems

In der Benutzerevaluation wurde das Scoring-System mit Durchschnittswerten um 2,8 bis 2,9 eher durchschnittlich bewertet, im Vergleich zu den bei anderen Items erzielten Werten sogar unterdurchschnittlich. Es stellt sich daher die Frage, ob die Analyse der Gesamtpunktzahl überhaupt ein legitimes Maß für die Güte einer Punktion ist (vgl. S. 69). Daher erfolgte parallel eine Analyse des Erreichens der Zielstruktur Aszites. Im direkten Vergleich beider Scoring-Methoden (vgl. Tab. 4.1 und 4.2) zeigen beide überwiegend übereinstimmende Ergebnisse. Die erreichte Gesamtpunktzahl korreliert in der Regel mit dem Prozentsatz in welchem der Aszites erfolgreich punktiert wurde und umgekehrt. Dies spricht wiederum dafür, dass die Analyse der Gesamtpunktzahl sehr wohl ein guter Indikator für Erfolg oder Misserfolg einer virtuellen Punktion sein kann.

### Auffälligkeiten im Evaluationsverlauf

Wie in Abschnitt 4.2.1 aufgeführt, konnte bei den Teilnehmern in *Evaluationsblock 2* im Gegensatz zu den Teilnehmern in *Evaluationsblock 1* kein Trainingseffekt bei der Betrachtung

<sup>3</sup>Die Krikothyreotomie ist der notfallmäßige Luftröhrenschnitt.

tung des gesamten Punktionstrainings beobachtet werden. Es muss diskutiert werden, ob dieser Umstand der veränderten Punktionsreihenfolge geschuldet ist oder ob es andere Ursachen für diese Auffälligkeit gibt. In der Auswertung fällt in diesem Zusammenhang jedoch auf, dass in *Evaluationsblock 2* die Untersuchungsgruppe auch im nicht veränderten und schon bekannten *Patientendatensatz 2* am zweiten Trainingstermin im Vergleich zum ersten Punktionstermin tendenziell schlechtere Scoring-Ergebnisse erzielte, während dort in *Evaluationsblock 1* eine deutliche Steigerung zu beobachten war (vgl. Tab. 4.1). Dies geht mit dem subjektiven Eindruck des Betreuungspersonals konform, welches die Teilnehmer des zweiten Evaluationsblockes als deutlich schlechter vorbereitet, unmotivierter und bei dem Punktionstraining als weniger erfolgsorientiert wahrnahm als die Teilnehmer in *Block 1*. Daher wird das Stagnieren des Trainingserfolges in *Evaluationsblock 2* in diesem Kontext eher gruppendynamischen Prozessen zugeschrieben.

Eine weitere Auffälligkeit zeigte sich bei der Analyse des Punktionsverlaufes innerhalb der einzelnen Patientendatensätze: Dort kam es während der ersten Punktionsversuche zu einer Steigerung der Scoring-Ergebnisse und dann zu einem Einbruch der Punktzahlen, anschließend zeigte sich dann wieder eine leichte Verbesserung. Diese statistische Feststellung korreliert dabei am ehesten mit den Beobachtungen durch das Betreuungspersonal, dass die Probanden nach mehrmaliger erfolgreicher Punktion in der Regel die Möglichkeit des gefahrlosen Ausprobierens bei einer VR-Simulation nutzten und mit der Punktionsnadel *experimentierten*.

### Methodische und konzeptionelle Mängel

Durch den geringen Stichprobenumfang mit jeweils maximal 30 Teilnehmern in Untersuchungs- und Kontrollgruppe gelang es bei äußerst breiter Streuung der einzelnen Punktionsergebnisse nicht, statistisch signifikante Scoring-Ergebnisse zu erhalten. Auch bei der Auswertung des ersten Punktionstermines, an dem immerhin 85 Probanden (40 Teilnehmer in der Untersuchungs- und 45 Teilnehmer in der Kontrollgruppe) teilnahmen, zeigten sich ausgesprochen hohe Standardabweichungen. Möchte man bei der beobachteten Verbesserung während des Punktionstrainings um durchschnittlich ca. 5 Scoring-Punkte (ca. 10%) statistisch belastbare Daten erhalten, müsste man eine Untersuchung mit jeweils ca. 520 Teilnehmern in Untersuchungs- und Kontrollgruppe durchführen, um einen p-Wert  $< 0,05$  und einen Fehler 2. Art  $< 0,1$  zu erhalten [12, S.496ff]. In den acht Monaten Evaluationszeitraum von Juli 2008 bis März 2009 konnten nur 58 Teilnehmer dazu motiviert werden, an beiden Evaluationsterminen teilzunehmen. Zudem betrug der zeitliche Aufwand je Proband und Trainingstermin inklusive Vor- und Nachbereitung ca. eine Stunde, sodass eine höhere Probandenanzahl im Rahmen dieser Arbeit nicht realisiert werden konnte.

Weiterhin untersuchte diese Arbeit nur den vermuteten Trainingseffekt einer VR-Punktion nach absolvierter Traingseinheit im Vergleich zu einer Kontrollgruppe, die ohne vorherige Trainingseinheit dieselbe virtuelle Punktion durchführte. Es wurde jedoch nicht überprüft, ob die Absolventen des virtuellen Trainingsprogrammes auch erfolgreicher und sicherer reale Aszitespunktionen durchführen können als die Kontrollgruppe. Diesem Einwand wäre prinzipiell wenig entkräftendes entgegenzusetzen. Durch ein derartiges Studiendesign wä-

re die Akquise statistisch belastbarer Daten jedoch nahezu unmöglich gewesen wäre, da die Fallzahlen durch den Mehraufwand einer realen Aszitespunktion mit entsprechenden Hürden wie Patientenrekrutierung, Aufklärung, Einwilligung usw. noch deutlich geringer ausgefallen wären.

### 5.3 Kritische Einschätzung der Ergebnisse

Insgesamt konnten in dieser Arbeit bei der Auswertung der Scoring-Ergebnisse die oben beschriebenen Anhaltspunkte für einen Trainingseffekt durch die VR-Simulation der Aszitespunktion gewonnen werden, jedoch leider keine statistisch signifikanten Daten. Dies lag vor allem an der sehr unterschiedlichen Performance der Probanden mit damit einhergehender sehr großer Streuung der erreichten Punktzahlen. Aufgrund der geringen Vorerfahrung der Probanden im Hinblick auf Aszitespunktionen mag die Situation während des Punktionstrainings am ehesten der von Medizinstudenten nach dem Physikum, die während der ersten Famulatur erstmals routinemäßig Blutabnehmen müssen, entsprechen: Es besteht eine gewisse Hilflosigkeit und Unsicherheit gegenüber dem Punktioneingriff, die Misserfolgsrate ist sehr hoch (ca. 50%) und es werden häufig mehrere Punktionsversuche benötigt, um eine erfolgreiche Punktion zu absolvieren. Hier zeigt sich jedoch eine Stärke der VR-Punktionsimulation. Gerade in dieser Situation kann Medizinstudenten ein gefahrloses realitätsnahes *Ausprobieren* ermöglicht werden. Dies führt zu einer gewissen Vorerfahrung vor dem ersten realen Punktioneingriff und zu einer geringeren Verunsicherung und Verängstigung von Arzt und Patient.

Offensichtlich sahen auch die Testnutzer diesen Sachverhalt ähnlich: Sie bewerteten den Aszitespunktionsimulator überwiegend positiv. Besonders deutlich wurde die Frage bejaht, ob eine VR-Simulation der Aszitespunktion sinnvoll sei. Zudem gaben sie an, nach dem Punktionstraining sich eine reale Aszitespunktion eher vorstellen zu können, als vor dem Training. In Anbetracht dessen und unter Berücksichtigung gängiger Lerntheorien kann folgendes Fazit gezogen werden:

Die VR-Simulation der Aszitespunktion bietet einen niederschweligen Zugang zu dem wichtigen internistischen Thema Pathogenese, Differentialdiagnostik und Therapie des Aszites. In der Literatur wird die Behaltensquote von Informationen bei praktischer Anwendung mit bis zu 100%, beim reinen Lesen jedoch nur mit 10%, beim Hören mit 20% und bei visuellen Informationen mit 30% angegeben [7] [9, S.945]. So kann das VR-Training mit vorheriger Absolvierung einer Lerneinheit einen wichtigen und sinnvollen Beitrag zur klinischen Ausbildung von Medizinstudenten bieten und den Lerneffekt beim internistischen Thema Aszites deutlich verstärken. Darüber hinaus gewinnen die Nutzer erste praktische Erfahrungen mit dem Punktioneingriff ohne Patienten unangenehmen Eingriffen zu unterziehen und eventuell zu gefährden.

## 5.4 Ausblick

Neben der Aszitespunktion können – wie weiter oben erwähnt – durch den variablen Aufbau des Simulationsprogrammes nahezu alle denkbaren Punktionseingriffe trainiert werden. Ein anderer abdominaler Punktionseingriff ist die in der Fußnote auf Seite 39 beschriebene perkutane transhepatische Cholangiographie (PTC). Bei der PTC – die unter Durchleuchtungskontrolle durchgeführt wird – entsteht eine nicht unerhebliche Strahlenbelastung für den Patienten und v.a. für den Arzt, da dieser den Eingriff ja regelmäßig durchführt. Durch ein VR-Training könnte die Anzahl der Punktionsversuche bis zur erfolgreichen Drainage der Gallenwege verkürzt und die dabei benötigte Durchleuchtungszeit gesenkt werden. Wenn man die applizierte radioaktive Strahlung bei Eingriffen durch Ärzte welche die PTC vorher virtuell trainiert haben, gegenüber der von Ärzten ohne dieses Training deutlich senken könnte, würde man einen nicht unerheblichen Beitrag zur Strahlenhygiene am Arbeitsplatz von Radiologen und Gastroenterologen beitragen. Daher soll nach Abschluss dieser Arbeit eine derartige VR-Simulation etabliert und evaluiert werden.

## 6 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde zunächst eine relativ aufwändige Segmentierung von allen für die VR-Simulation der Aszitespunktion notwendigen anatomischen Strukturen in fünf CT-Datensätzen von Patienten mit Aszites durchgeführt. Durchschnittlich wurden jeweils 18 Organe und Organsysteme segmentiert. Dabei zeigte sich, dass eine genaue und zeiteffektive Segmentierung in den meisten Fällen am besten mit einer Kombination von Region-Growing- und Live-Wire-Verfahren gelang (vgl. S. 39ff). Durch dieses Vorgehen war es möglich, eine komplette Segmentierung eines CT-Datensatzes und die zugehörige Erstellung von Labeldaten und Oberflächenmodellen innerhalb von durchschnittlich 80 Arbeitsstunden abzuschließen.

Anschließend wurden die so erstellten Datensätze in einen bestehenden Simulator-Prototypen integriert. Die Simulation erfolgte mittels 3D-Visualisierung und einem haptischen Eingabegerät, welches die bei der Punktion auftretenden Kräfte auf den Benutzer zurückgeben konnte. Es wurde eine randomisierte, prospektive Untersuchung durchgeführt. Das Punktionstraining wurde zwischen Juli 2008 und März 2009 von 58 Probanden erfolgreich absolviert, dabei wurden 28 Benutzer der Untersuchungs- und 30 Benutzer der Kontrollgruppe zugeordnet. Um systematische Fehler durch eine fest vorgegebene Punktionsreihenfolge der drei evaluierten Datensätze zu minimieren, wurden die Punktionsreihenfolge nach der ersten Hälfte des Punktionszeitraumes verändert. Während der virtuellen Punktion erfolgte eine automatische Erfassung der Scoring-Ergebnisse jedes Punktionsversuches. Nach dem zweiten Trainingstermin füllten die Probanden einen Evaluationsbogen aus.

Die Untersuchungsgruppe erzielte bessere Scoring-Ergebnisse als die Kontrollgruppe. Bei Betrachtung aller drei punktierten Datensätze konnte ein Lernerfolg mit einer bis zu 10%igen Verbesserung der Erfolgsrate bei der virtuellen Aszitespunktion ermittelt werden. Die Kontrollgruppe verletzte deutlich häufiger Risikostrukturen – wie Darmschlingen oder epigastrische Gefäße – als die Untersuchungsgruppe. Die in der Auswertung des Scorings gewonnenen Ergebnisse sind jedoch nicht statistisch signifikant, zeigen jedoch reproduzierbar auch nach Vertauschung der Punktionsreihenfolge und Mittelung der so gewonnenen Ergebnisse die gleichen Trends, so dass ein kausaler Zusammenhang anzunehmen ist.

Der Punktionssimulator und die VR-Simulation der Aszitespunktion wurden von Untersuchungs- und Kontrollgruppe in der Benutzerevaluation durchgehend positiv bewertet. Die Testnutzer sahen es als äußerst sinnvoll an, eine VR-Simulation der Aszitespunktion zu absolvieren. Zwischen den Evaluationsergebnissen der Untersuchungs- und der Kontrollgruppe zeigte sich kein relevanter Unterschied. Während die Möglichkeiten der 3D-Visualisierung mit verschiedenen Viewern und Transparenz-Einstellungen in den Freitextangaben als besonders positiv hervorgehoben wurden, wurden dort vor allem die fehlende Sonographie-Visualisierung und das gewöhnungsbedürftige haptische Eingabegerät bemän-

gelt.

Da die Behaltensquote nach praktischer Anwendung eines zuvor theoretisch vermittelten Lerninhaltes in der Literatur mit bis zu 100% angegeben wird und der Großteil der Studenten bis zum Praktischen Jahr keine reale Aszitespunktion durchgeführt hat, kann der Aszitespunktionssimulator einen sinnvollen Beitrag zur klinischen Ausbildung von Medizinstudenten leisten.

Mit der VR-Simulation der PTC erschließt sich ein weiteres Einsatzfeld des Punktions-simulators. Es besteht hierbei die Hoffnung, durch ein vorheriges Punktionstraining die Strahlenbelastung für Arzt und Patient während der Untersuchung deutlich senken zu können.

# Anhang

## Lehreinheit

Universitätsklinikum  
Hamburg-EppendorfZentrum für Experimentelle Medizin  
Institut für Medizinische Informatik

### Aszites und Peritonealpunktion

Lerneinheit zur virtuellen Aszitespunktion

Für Anmerkungen und Rückfragen:  
Christian.Schoeps@stud.uke.uni-hamburg.de  
29.03.2009Universitätsklinikum  
Hamburg-EppendorfZentrum für Experimentelle Medizin  
Institut für Medizinische Informatik

### Definition Aszites

- Aszites bezeichnet die pathologische Ansammlung von freier Flüssigkeit in der Bauchhöhle.
- Bei Männern liegt physiologischerweise keine freie Flüssigkeit vor, bei Frauen abhängig vom Menstruationszyklus bis zu 20 ml.

Universitätsklinikum  
Hamburg-EppendorfZentrum für Experimentelle Medizin  
Institut für Medizinische Informatik

### Ätiologie und Pathogenese

- Aszites tritt in der Regel nicht primär als eigenständige Erkrankung, sondern als Symptom einer bestehenden Grunderkrankung auf.
- Wie bei allen Ergussbildungen erfolgt eine Differenzierung in Transsudat und Exsudat.

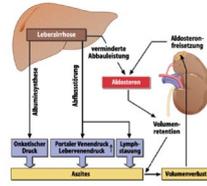
Universitätsklinikum  
Hamburg-EppendorfZentrum für Experimentelle Medizin  
Institut für Medizinische Informatik

### Transsudativer Aszites

- Betrifft ca. 80% der Patienten mit Aszitesbildung.
- Die Aszitesbildung geschieht bei diesen Patienten in der Regel auf Grund einer Leberzirrhose mit portaler Hypertension.
- 50% der Patienten mit Leberzirrhose, die einen Aszites entwickeln versterben ohne Therapie innerhalb von 6 Monaten.
- Mit Therapie verlängert sich das mediane Überleben auf ca. 2 Jahre.

## Pathomechanismus des transsudativen Aszites

Dieser beruht auf einem Zusammenwirken von lokalen Veränderungen (portale Hypertension) und einer gesteigerten renalen Wasser- und Natriumretention (hepatorenales Syndrom).



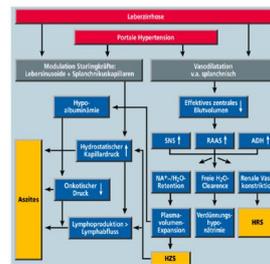
## Hepatorenales Syndrom

- Verminderte Entgiftungsfunktion der Leber, gesteigerte Stimulation von NO-Donatoren in der Gefäßperipherie und im Splanchnikusgebiet durch dort angreifende Toxine und Makrophagenprodukte.
- Periphere Vasodilatation, Verminderung des zentralen Blutvolumens.
- Aktivierung des Renin-Angiotensin-Aldosteron-Systems (RAAS) mit gesteigerter Wasser- und Natriumretention.

## Portale Hypertension

- Kapillarisierung der sonst fenestrierten Lebersinuide, Ausbildung von Basalmembranen.
- Steigerung des hydrostatischen Druckes durch die Zirrhose, Verminderung des kolloidosmotischen Druckes durch Proteinsynthesestörung der Leber.
- Abfiltration von eiweißarmem Transsudat.
- Durch RAAS-Aktivierung mehr Blutvolumen, Erhöhung des hydrostatischen Druckes: Entwicklung eines Circulus vitiosus.

## Zusammenfassung



ADH: Antidiuretisches Hormon  
 RAAS: Renin-Angiotensin-Aldosteron-System  
 SNS: Sympathisches Nervensystem  
 HRS: Hepatorenales Syndrom  
 HZS: Hyderdynames Zirkulationssyndrom

[3]

## Exsudativer Aszites

- Bei ca. 10% der Patienten mit Aszites liegt eine maligne Erkrankung zu Grunde.
- Bei weiteren ca. 10% ein entzündlicher Prozess.
- Es kommt zu einer gesteigerten Ausschüttung von lokalen hormonellen Mediatoren (Leukotriene, Kinine) mit resultierender erhöhter Permeabilität der Peritonealgefäße.
- Der resultierende Aszites ist in seinem Proteingehalt dem Blutplasma ähnlich, hinzu kommen Entzündungs- oder maligne Zellen.

## Symptomatik

- Kleine Mengen Aszites bleiben in der Regel symptomlos, größere Mengen führen zu einer deutlichen Bauchumfangszunahme.
- Diese führt oft zu abdominalen Schmerzen und zu Dyspnoe.
- Durch die Auftreibung des Abdomens kommt es oft zu Nabel-, Narben- und Leistenhernien.
- Durch einen direkten Flüssigkeitsübertritt durch das Diaphragma, kommt es regelmäßig zu begleitenden Pleuraergüssen.



## Aszitespunktion

- Die Indikation für eine therapeutische Punktion ist bei einem ausgedehnten Aszitesbefund oder bei therapierefraktären Aszites ohne Ansprechen auf Diuretikagabe gegeben.
- Die Begriffe Aszites-, Peritonealpunktion und Parazentese werden teilweise synonym gebraucht, wobei der Begriff Parazentese in der Regel für die therapeutische Aszitespunktion verwendet wird.

## Aszitespunktion

1. Kontraindikationen beachten. Als relative Kontraindikation gilt ein INR > 1,5, eine PTT > 50 Sekunden und weniger als 50.000 Thrombozyten / mm<sup>3</sup>.
2. Aufklärung des Patienten. Neben den üblichen Punktionsrisiken wie Organverletzungen, Blutungen und Infektionen, muss auch auf die Möglichkeit eines Postparazentese-Zirkulationsversagens 5 - 7 Tage postpunktionell hingewiesen werden.

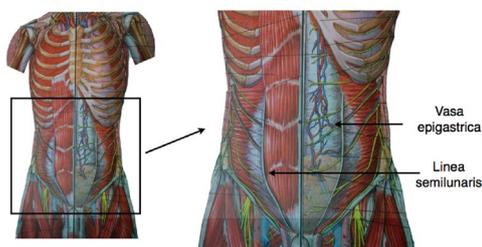
## Aszitespunktion

3. Lagerung des Patienten entweder flach auf dem Rücken oder mit leicht erhöhtem Oberkörper zum besseren Aszitesabfluss.
4. In der Regel Aufsuchen einer geeigneten Punktionsstelle unter sonographischer Kontrolle und Markierung der Punktionsstelle, da die Punktion unter ständiger sonographischer Kontrolle ein erhöhtes Infektionsrisiko aufweist.
5. Gründliche Desinfektion und Abdecken der Punktionsstelle mit sterilem Lochtuch.

## Punktionsstellen

- Klassische Punktionsstelle ist der linke oder rechte untere Quadrant des Abdomens lateral der epigastrischen Gefäße. Deren Verlauf entspricht in etwa der Linea semilunaris (laterale Begrenzung des M. rectus abdominus).
- Alternativ kann auch medial der epigastrischen Gefäße paramedian unterhalb des Bauchnabels punktiert werden.

## Punktionsstellen



[2]

## Punktionsstellen



[2]



## Aszitespunktion

6. Bei Verwendung großlumiger Punktionsnadeln Lokalanästhesie. Setzen einer Hautquaddel und dann vorsichtiges Betäuben in Punktionsrichtung unter Aspiration. Infiltrationsanästhesie des Peritoneums.
7. Auswahl der geeigneten Punktionsnadel. Zum Einsatz kommen großlumige Venenverweilkanülen oder seltener spezielle Instrumente wie Schlottmann-Parazentese-Nadeln oder Pigtail-Katheter.



## Aszitespunktion

8. Punktion entweder senkrecht zur Hautoberfläche oder schräg durch die Bauchhaut zur Vermeidung eines Aszites-Leckes.
9. Bei der Verwendung von Venenverweilkanülen Vorgehen wie bei der Venenpunktion: Zurückziehen der Stahlkanüle und Vorschieben der Plastikkanüle, sobald etwas Aszites in das Reservoir der Nadel eintritt.
10. Keine Punktion durch Hämatome, Varizen o.ä. hindurch.



## Aszitespunktion

11. Entnahme von Proben für laborchemische, bakteriologische und zytologische Untersuchungen.
12. Wird zu therapeutischen Zwecken der gesamte Aszites abpunktiert, muss auf Grund des hohen Flüssigkeitsverlustes eine engmaschige Kontrolle der Vitalparameter erfolgen.
13. Ab Aszitesmengen > 5 l wird eine Plasmaexpansion z.B. mit Dextran-70 und eine Substitution von Humanalbumin (6 - 8 g/l Punktat) empfohlen.



## Differentialdiagnostik

Für einen transsudativen Aszites sprechen:

1. Serum-Aszites-Albumin-Gradient (SAAG) > 1,1 g/dl.
2. Gesamteiweißgehalt von 2,5 bis 3,0 g/dl.
3. Quotient Aszites-/Serum-Eiweiß < 0,65.



## Differentialdiagnostik

Für einen malignen Aszites sprechen:

1. Zytologie mit Nachweis maligner Zellen.
2. Eiweißgehalt größer 2,5 g/dl.
3. Nachweis von Tumormarkern (CEA, CA125, CA19-9).



## Differentialdiagnostik

Für einen entzündlichen Aszites sprechen:

1. > 250 Granulozyten/mm<sup>3</sup>.
2. Positive Bakteriologie (Überwiegend gramnegative Keime weisen auf eine Spontanbakterielle Peritonitis, eine aerob-anaerobe Mischflora auf eine sekundäre Peritonitis nach intestinaler Perforation hin).
3. Laktatgehalt des Aszites > 4,5 mmol/l, pH-Wert < 7,35.

## Literaturangaben

[1] Fueßl, HS: *Duale Reihe: Anamnese und Klinische Untersuchung*. Fueßl, HS und Middeke, M, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 3. Auflage, 2005.

[2] Lippert, H: *A.D.A.M. Anatomie-Atlas*. Olson, TR und Wojciech, P, Mediscript-Verlag, Bad Wörishofen, 1998.

[3] Wiest, R und Schölmerich, J: *Diagnostik und Therapie des Aszites*. Deutsches Ärzteblatt, Jg. 103 (Heft 28-29): A 1972-A1981, 2006.

[4] Wiest, R und Schölmerich, J: *Aktuelle Diagnostik und Therapie des Aszites*. Gastroenterologe, 3: 57-67, 2006.

## Evaluationsbogen

Im Folgenden sind die 30 zu bewertenden Items des verwendeten Evaluationsbogens aufgeführt. Es werden entgegen dem Originalfragebogen die konzeptionellen Überlegungen bei der Erstellung der einzelnen Abschnitte erläutert. Der Fragebogen ist in sieben Abschnitte unterteilt:

**Vorerfahrungen:** In diesem Abschnitt sollen die Testnutzer ihre Vorerfahrungen auf dem Gebiet der Aszitespunktion angeben. Insbesondere Frage 3 ist zur Abfrage des subjektiv empfundenen Trainingserfolges von Bedeutung. Optimalerweise würden die Testnutzer durch das Punctionstraining Sicherheit gewinnen und sich nach Absolvierung eine reale Punction eher zutrauen (vgl. Frage 19).

- 1: Ich habe schon mal eine reale Peritonealpunktion durchgeführt. Antwortmöglichkeiten *ja* und *nein*.
- 2: Wenn ja, wie viele? Antwortmöglichkeiten *1 bis 5*, *6 bis 10*, *11 - 20* und *> 20*.
- 3: Eine Aszitespunktion hätte ich mir auch vor dem Training zugetraut \* <sup>1</sup>.

**Lerneinheit:** Die Lerneinheit zum Thema Aszites (vgl. S. 65) gehört zum didaktischen Konzept des Punctionssimulators. Daher sollen die Testnutzer auch die Lerneinheit bewerten.

- 4: Das Absolvieren einer Lerneinheit vor der virtuellen Punction halte ich generell für sinnvoll \*.
- 5: Die Inhalte der Lerneinheit sind sinnvoll ausgewählt \*.
- 6: Den Umfang der Lerneinheit halte ich für angemessen \*.
- 7: Durch die Lerneinheit wurde ich besser auf das Thema Aszites und Peritonealpunktion vorbereitet \*.

**Kraftrückgabe (Haptik):** Da die Definition der bei der Punction auftretenden Kräfte auf Grund spärlicher Literatur zu diesem Thema (vgl. S. 56) überwiegend subjektiv erfolgen musste, ist die Einschätzung der Testnutzer hinsichtlich des Realismusgrades von besonderer Bedeutung.

- 8: Die Kraftrückgabe erscheint mir realistisch \*.

<sup>1</sup>Das Symbol \* bedeutet *Bewertung des Items mit Schulnoten*: Antwortmöglichkeiten 1 (*ja, ich stimme voll zu*), 2, 3, 4, 5, 6 (*nein, ich stimme überhaupt nicht zu*).

- 9: Ich konnte durch die Krafrückgabe verschiedene Strukturen des Abdomens erfüllen \*.
- 10: Das Eingabegerät ist generell für das Punktionstraining geeignet \*.
- 11: An das Eingabegerät konnte ich mich durch das vorherige Training mit dem Würfelmodell gewöhnen \*.
- 12: Hat die Simulation von Rotationskräften (Nadelverbiegung) bei dem Punktions-eingriff geholfen \*?

**Visualisierung:** Die aufwändige graphische Darstellung mit abgestuften Möglichkeiten der optischen Hilfestellung durch verschiedene Visualisierungen (vgl. S. 61) stellt ein Kernstück des Simulators dar. Ein womöglich kritischer Punkt des Aszitespunktionssimulators ist das Fehlen einer Sonographie-Visualisierung, da in der Regel vor der Aszitespunktion das Aufsuchen einer geeigneten Punktionsstelle durch eine Ultraschalluntersuchung erfolgt (vgl. S. 19ff).

- 13: Die Darstellung der Körpermodelle erscheint mir realistisch \*.
- 14: Die stereoskopischen 3D-Darstellungen (Brille bzw. rot/grün) vereinfachen das Training \*.
- 15: Das Fehlen einer Sonographie-Visualisierung schränkt den Trainingseffekt der virtuellen Punktion signifikant ein \*.

**Auswertung/Scoring:** Hier soll eine Bewertung des Scoring-Systems (vgl. S. 62) erfolgen.

- 16: Die Korrekturvorschläge des Simulators waren hilfreich \*.
- 17: Das Bewertungssystem des Simulators ist aussagekräftig \*.

**Allgemeine Angaben zum Simulator:** Die letzten inhaltlichen Frageitems beziehen sich auf allgemeine Aussagen zum Punktionssimulator und sollen die Grundeinstellung gegenüber dem Konzept der virtuellen Aszitespunktion abbilden. Hier wird auch nach dem subjektiven Trainingserfolg gefragt (*Frage 19*, vgl. auch *Frage 3*). Durch die Möglichkeit einer Freitextantwort wird dem Benutzer Gelegenheit für ein persönliches Feedback gegeben.

- 18: Die Möglichkeit des Trainings der Aszitespunktion halte ich für sinnvoll \*.
- 19: Nach Absolvierung des Trainingsprogramms würde ich mir eine reale Aszitespunktion eher zutrauen als zuvor \*.
- 20: Ich habe durch das Simulationsprogramm einiges über Aszites und die Peritonealpunktion gelernt \*.
- 21: Die virtuelle Punktion hilft die Anatomie der Bauchwand und des Abdomens besser verstehen zu lernen \*.
- 22: Die Auswahl der Patientendatensätze erscheint mir sinnvoll \*.
- 23: Die technische Umsetzung des Simulators ist gut gelungen \*.
- 24: Besonders gut hat mir gefallen: *Freitextangabe*.
- 25: Besonders schlecht fand ich: *Freitextangabe*.
- 26: Verbesserungsvorschläge: *Freitextangabe*.

**Persönliche Angaben:** Die persönlichen Angaben sollen den internistischen Erfahrungsgrad des Benutzers abbilden. Durch die Angabe der ID-Nummer (vgl. S. 62) lassen sich bei Wahrung der Anonymität Evaluation und statistische Auswertung der Trainigsergebnisse verknüpfen.

- 27: Alter? Antwortmöglichkeiten 20 bis 25, 26 bis 30, 31 bis 35, 36 bis 40 und > 40.
- 28: Student/Studentin? Antwortmöglichkeiten ja, PJ-Student, nein.
- 29: Für Studenten: Anzahl der bisherigen Famulaturen? Antwortmöglichkeiten 1, 2, 3 und 4.
- 30: Meine ID-Nummer lautet: *Freitextangabe*.

## Freitextangaben

Im Folgenden sind die abgegebenen Freitexteinträge wiedergegeben. Es wurden lediglich grobe Rechtschreibfehler verbessert und die nicht ausgefüllten Zeilen gelöscht.

### Frage 24: Besonders gut hat mir gefallen

- Visualisierung des Abdomens hilft sehr gut sich Strukturen beim Punktieren besser vorzustellen.
- Verschiedene Krafrückgaben zu Spüren und gleichzeitig in der Kamera zu sehen, wo man gerade hineinsticht.
- Die Möglichkeit, zu üben, ohne einen Patienten zu verletzen.
- Besonders gut: Kurze Theorie-Einheit der Technik; Technische Umsetzung der Widerstände.
- 3D-Darstellung ohne Haut zur Visualisierung der Strukturen, da mir die morphologisch / anatomischen Unterschiede zu Gesunden nicht so bewusst waren.
- 3D-Darstellung mit Brille.
- Vorher Strukturen sichtbar machen zu können.
- Übung
- Die Möglichkeit beim zweiten Termin auch die Lumbalpunktion zu machen.
- Ersten Eindruck einer Peritonealpunktion zu bekommen.
- Gut bei der wiederholten Lumbalpunktion, dass es ein adipöser Patient war, bei dem die Punktion schwerer war.
- Hat viel Spaß gemacht.
- Nichts.
- Die Darstellung des Körpers (mit Haut, ohne Haut mit und ohne Aszites usw.).
- Der Widerstand gab ein gutes Gefühl dafür, wo ich gerade gestochen habe.
- Darstellung der anatomischen Strukturen.
- Das Nachvollziehen des Punktionsweges.
- Gute Lerneinheit, gute Wiederholung der Anatomie, Aufzeigen möglicher Probleme/Komplikationen bei der Punktion.

**Frage 25: Besonders schlecht fand ich**

- Keine der Handbewegung ähnelt auch nur der in der Realität.
- Das Bild hat ein bisschen geflattert.
- Ich habe ins Leere gestochen, weil ich keine anatomischen Strukturen erkennen konnte (fehlende Sono). So war das Treffen eher ein Zufall.
- Fehlen von Sonographie - quasi blindes Pieksen.
- Sono fehlt.
- Es war eher ein wahrloses Reingesteche, es gab keine Orientierungsmöglichkeit um sich einer erfolgreichen Punktion sicher zu sein.
- Unklare Lokalisation der Ascites (in der Realität hätte man mit Ultraschall vorher geschaut, wo die Flüssigkeit ist), so dass unnötig viele Stichversuche notwendig waren.
- Kein Üben mit anatomischen Schnittbildern vorher.
- Leider war auf dem CT-Bild die Flüssigkeit schlecht zu erkennen. Aber nach mehrmaligem Üben ging es besser.
- Die Nadel vor dem Einstich richtig zu positionieren.
- Meiner Meinung ist die Sonokontrolle das Wichtigste bei der Aszitespunktion; beim Simulator nicht eingebaut.
- Schlecht, dass man kein Sono von dem Bauch hatte - in Realität würde ich auch nicht einfach auf gut Glück in den Bauch stechen.
- Ohne Sono-Darstellung empfinde ich den ganzen Simulator nicht empfehlenswert. Ich habe rein garnichts durch die Simulation gelernt.
- Steuerung der virtuellen Nadel war sehr schwer und unnatürlich.
- Computer hat mir keine Korrekturvorschläge gegeben.
- Dass das Handteil keine Nadel ist. Die Handhabung ist einfach anders als mit der Nadel.
- Für mich war die Handhabung des Eingabegerätes etwas schwierig und sehr wenig realistisch.
- Dass es keine Rückmeldungen im Sinne von eigenen Erfahrungsberichten durch den Leiter gab. Wenn man selber zuvor noch nie punktiert hat, sind einem Vergleiche mit der realen Situation und Hinweise worauf man besonders achten sollte wichtig.
- Es war zu simpel.
- Siehe Lumbalpunktion.
- Etwas einfach.

**Frage 26: Verbesserungsvorschläge**

- Die Simulation sollte mit einem Dummy kombiniert werden, um es noch realistischer zu machen.
- Verbale Rückmeldungen durch das Gerät, Hinweise und Verbesserungsvorschläge.
- Ich würde gerne sehen, was ich da perforiere.
- Weitere Schwierigkeitsgrade / Pat. mit unterschiedlichen Körperbesonderheiten.
- Sonokontrolle
- Sono
- Die Handhabung der Nadel fand ich etwas schwierig, da es nicht der realen Haltung entsprach. Normal hätte ich meine Hand eher an der Bauchwand zur Stabilisierung gehabt.
- Sollte als fester Punkt in den Lehrplan integriert werden, spätestens bei der Facharzt- tausbildung, wie bei pPiloten der Flugsimulator. Vielleicht noch ein paar technische Rafinessen mit einbauen und den ein oder anderen Patienten noch hinzufügen.
- Sonographie-Visualisierung wäre realistischer, denn wann sticht man schon so einfach in Bauch ohne Sono...
- Einen Patienten wählen, der wirklich auf einer Seite liegt und nicht auf dem Rücken.
- Aszites sollte sich real im Körper eines stehenden/sitzenden Patienten verteilen, nicht wie im CT in Rückenlage.
- Man sollte eine Nadel anstelle eines Sticks in der Hand halten, und mit den Fingern am Model die Einstichstelle selber ertasten anstatt sie vorgegeben zu bekommen (selber Sono).
- Sonographie-Visualisierung wäre Klasse!!!
- Den Griff des Simulator noch ein wenig mehr der tatsächlichen Nadel anzupassen sowohl bei Lumbal- als auch bei der Peritonealpunktion ( dünner und evtl mit den Flügeln um die Braunüle besser halten zu koennen.
- Schnellere Darstellung - führt zu mehr Gefühl.
- Sono!!!!!!!!!!!!!!
- Verbesserung der Nadelführung im Körper
- Realistischeres/nadelähnlicheres Punktionsgerät
- Sonographie-Bilder
- Möglichkeiten den Patienten anders zu lagern und die Flüssigkeit zu verschieben
- Sonobild daneben um die beste Punktionsstelle wie in der Realität visuell auswählen zu können
- Ultraschallbilder zur Eingriffsplanung
- Echte Nadel als Haptikeingabegerät in der Hand (als Luxusforderung)

- Siehe Lumbalpunktion
- Sono
- Wenn man getroffen hat, sollte das Wasser aus der Nadel laufen, wenn man ein Blutgefäß verletzt, sollte Blut spritzen!
- Untersuchen des Bauches um Flüssigkeitsansammlungen zu erahnen.
- Mehr Bilder

## Literaturverzeichnis

- [1] AGGARWAL, R., J. WARD, I. BALASUNDARAM, P. SAINS, T. ATHANASIOU und A. DARZI: *Proving the effectiveness of virtual reality simulation for training in laparoscopic surgery*. Ann Surg, 246(5):771–779, November 2007.
- [2] ALEXANDRAKIS, M.G., J.A. MOSCHANDREA, S.A. KOULOCHERI, E. KOUROUMALIS und G.D. ELIOPOULOS: *Discrimination between malignant and nonmalignant ascites using serum and ascitic fluid proteins in a multivariate analysis model*. Dig Dis Sci, 45(3):500–508, März 2000.
- [3] ARIES, S.-P., B. BÄTGE, M. BRAUN, A. BRÜNING und ANDERE: *Basislehrbuch Innere Medizin*. H. Renz-Polster, S. Krautzig und J. Braun (Hrsg.), Urban & Fischer, München und Jena, 3. Auflage, 2004.
- [4] ARNOLD, D. und F. LORDICK: *Systemische Behandlungsmöglichkeiten der Peritonealkarzinose*. Chirurg, 78(12):1117–1122, Dezember 2007.
- [5] BALA, L., A. SHARMA, R.K. YELLAPA, R. ROY, G. CHOUDHURI und C.L. KHETRAPAL:  *$^1\text{H}$  NMR spectroscopy of ascitic fluid: discrimination between malignant and benign ascites and comparison of the results with conventional methods*. NMR Biomedicine, 21(6):606–614, 2008.
- [6] BEIER, J., R.C. BITTNER, N. HOSTEN, J. TRÄGER und R. FELIX: *Morphologische Bildverarbeitungsoperatoren - Reduktion von Partialvolumenartefakten für eine verbesserte dreidimensionale Visualisierung von CT-Untersuchungen*. Radiologe, 38(10):860–866, Oktober 1998.
- [7] BEINERSDORF, A.: *Der Informationsverlust bei der Patientenverlegung*. intensiv, 15(6):268–273, 2007.
- [8] BEYERER, J. und F.P. LEON: *Die Radontransformation in der digitalen Bildverarbeitung*. Automatisierungstechnik, 50(10):472–480, 2002.
- [9] BÖHRINGER, J., P. BÜHLER und P. SCHLAICH: *Kompendium der Mediengestaltung für Digital- und Printmedien*. X.media.press. Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, 2006.
- [10] BÖHRINGER, J., P. BÜHLER und P. SCHLAICH: *Präsentieren in Schule, Studium und Beruf*. X.media.press. Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 2007.
- [11] BOOTSVELD, K., V. DIEHL, H.-H. DUMONT, U. ECKSTEIN und ANDERE: *Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik*. S. Brecht, R.C. Bittner, A. Ohmstede, A. Pfeiffer und R. Roßdeutscher (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin, 6., neu bearbeitete Auflage, 2008.
- [12] BORTZ, J. und N. DÖRING: *Forschungsmethoden und Evaluation*. Springer-Lehrbuch. Springer Verlag, Heidelberg, 4., überarbeitete Auflage, 2006.

- [13] BOWYER, M.W., M. MANAHL, E. ACOSTA, J. STUTZMEN und A. LIU: *Far Forward Feasibility: Testinf a Cricothyroidotomy Simulator in Iraq*. In: WESTWOOD, J.D., R.S. HALUCK, H.M. HOFFMAN, G.T. MOGEL, R. PHILLIPS, ROBB R.A. und K.G. VOSBURGH (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 37–41. IOS Press, Amsterdam, 2008.
- [14] BOYER, T.D.: *Transjugular intrahepatic portosystemic shunt in the management of complications of portal hypertension*. *Curr Gastroenterol Rep*, 10(1):30–35, Feb 2008.
- [15] BRIX, G. und H.D. NAGEL: *Mehrschicht CT - Ein Leitfaden*, Kapitel Strahlenexposition und Strahlenschutz bei der Mehrschicht-CT, Seiten 37–47. R. Brüning, A. Küttner und T. Floh (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 2008.
- [16] BROWN-CLERK, B., K.C. SIU, D. KATSAVELIS, I. LEE, D. OLEYNIKOV und N. STERGIU: *Validating Advanced Robot-Assited Laparoscopic Training Task in Virtual Reality*. In: WESTWOOD, J.D., R.S. HALUCK, H.M. HOFFMAN, G.T. MOGEL, R. PHILLIPS, ROBB R.A. und K.G. VOSBURGH (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 45–49. IOS Press, Amsterdam, 2008.
- [17] BRÜMMER, V., H. CARNAHAN, A. OKRAINEC und A. DUBROWSKI: *Trocar Insertion: The Neglected Task of VR Simulation*. In: WESTWOOD, J.D., R.S. HALUCK, H.M. HOFFMAN, G.T. MOGEL, R. PHILLIPS, ROBB R.A. und K.G. VOSBURGH (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 50–52. IOS Press, Amsterdam, 2008.
- [18] BUZUG, T.M.: *Medizintechnik - Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*, Kapitel Computertomographie (CT), Seiten 249–270. R. Kramme (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, 2007.
- [19] CARDENAS, A. und P. GINES: *What's new in the treatment of ascites and spontaneous bacterial peritonitis*. *Curr Gastroenterol Rep*, 10(1):7–14, Feb 2008.
- [20] CITAK, M., C. HAASPER, M. BEHREND, T. KUPKA, D. KENDORFF, T. HÜFNER, H.K. MATTHIES und C. KRETTEK: *Webbasiertes E-Learning-Tool in der unfallchirurgischen Lehre - Erste Erfahrungen und Evaluationsergebnisse*. *Unfallchirurg*, 110(4):367–372, April 2007.
- [21] DAHMKE, T.M.: *Haptisch-visuelle Simulation der Nadelverbiegung in einem VR-Punktionssimulator*. Diplomarbeit, Fachhochschule Wedel, Wedel, 2008.
- [22] DELDEN, O.M. VAN und J.S. LAMERIS: *Percutaneous drainage and stenting for palliation of malignant bile duct obstruction*. *Eur Radiol*, 18(3):448–456, October 2008.
- [23] DIMAIO, S.P. und S.E. SALCUDEAN: *Interactive simulation of needle insertion models*. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(7):1167–1179, Juli 2005.
- [24] DUGAS, M., F. DEMENTZ und F. CHRIST: *Online-Kurs Notfallmedizin - Kurrikulare Integration von Computer-based Training*. *Anaesthesist*, 49(10):881–886, Oktober 2000.
- [25] ER, F., E. ERDMANN und R. PFISTER: *Die Aszitespunktion*. *Dtsch Med Wochenschr*, 132:1177–1179, April 2007.

- [26] FÄRBER, M.: *Konturbasierte Segmentierung anatomischer Bildstrukturen unter Verwendung von Atlanten*. Diplomarbeit, Institut für Medizinische Informatik, Universität zu Lübeck, Lübeck, 2004.
- [27] FÄRBER, M., J. EHRHARDT und H. HANDELS: *Live-wire-based segmentation using similarities between corresponding image structures*. *Comput Med Imaging Graph*, 31(7):549–560, August 2007 Oct.
- [28] FÄRBER, M., J. HELLER, F. HUMMEL, C. GERLOFF und H. HANDELS: *Virtual Reality Based Training of Lumbar Punctures Using a 6DOF Haptic Device*. In: BUZUG, T.M., D. HOLZ, S. WEBER, J. BONGARTZ, M. KOHL-BAREIS und U. HARTMANN (Herausgeber): *Advances in Medical Engineering*, Nummer 114 in *Springer Proceedings In Physics*, Seiten 236–240. Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 2007.
- [29] FÄRBER, M., E. HOEBORN, D. DALEK, F. HUMMEL, C. GERLOFF, C.A. BOHN und H. HANDELS: *Training and evaluation of lumbar punctures in an VR-environment using a 6DOF haptic device*. In: WESTWOOD, J.D., R.S. HALUCK, H.M. HOFFMAN, G.T. MOGEL, R. PHILLIPS, ROBB R.A. und K.G. VOSBURGH (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 112–114. IOS Press, Amsterdam, 2008.
- [30] FÄRBER, M., F. HUMMEL, C. GERLOFF und H. HANDELS: *Virtual Reality Simulator for the Training of Lumbar Punctures*. *Methods Inf Med*, accepted, 2009.
- [31] FLOHR, T., G. BRIX, H.D. NAGEL, D. FLEISCHMANN und ANDERE: *Mehrschicht CT - Ein Leitfaden*. R. Brüning, A. Küttner und T. Floh (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 2008.
- [32] FRANGI, A.J., W.J. NIESSEN, K.L. VINCKEN und M.A. VIERGEVER: *Multiscale vessel enhancement filtering*. In: WELL, W.M., A. COLCHESTER und S. DELP (Herausgeber): *Medical Image Computing And Coputer-Assisted Intervention - MICCAI'98*, Band 1496/1998 der Reihe *Lecture Notes in Computer Science*, Seiten 130–137. Springer Verlag, Berlin / Heidelberg, 1998.
- [33] FÜESSL, H.S. und M. MIDDEKE: *Duale Reihe: Anamnese und Klinische Untersuchung*. Duale Reihe. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 3. Auflage, 2005.
- [34] GABRIEL, R., M. GERSCH, P. WEBER und C. VENGHAUS: *Neue Trends im E-Learning*, Kapitel Blended Learning Engineering: Der Einfluss von Lernort und Lernmedium auf Lernerfolg und Lernzufriedenheit - Eine evaluationsgestützte Untersuchung, Seiten 75–92. *Aspekte der Betriebswirtschaftslehre und Informatik*. M.H. Breitter, B. Bruns und F. Lehner (Hrsg.), Physica-Verlag, Heidelberg, 2007.
- [35] GAYA, D.R., T. DAVID B. LYON, J. CLARKE, S. JAMDAR, D. INVERARITY, E.H. FORREST, A. JOHN MORRIS und A.J. STANLEY: *Bedside leucocyte esterase reagent strips with spectrophotometric analysis to rapidly exclude spontaneous bacterial peritonitis: a pilot study*. *Eur J Gastroenterol Hepatol*, 19(4):289–295, April 2007.
- [36] GEIER, A., C. GARTUNG, C.G. DIETRICH, F. LAMMERT, H.E. WASMUTH und S. MATERN: *Diagnostik cholestatischer Erkrankungen*. *Med Klin*, 98(9):499–509, 2003.
- [37] GINES, P., M. GUEVARA, D. DE LAS HERAS und V. ARROYO: *Review article: albumin for circulatory support in patients with cirrhosis*. *Aliment Pharmacol Ther*, 16(5):24–31, Dezember 2002.

- [38] GLOCKZIN, G., N. GHALI, S.A. LANG, A. AGHA, H.J. SCHLITT und P. PISO: *Peritonealkarzinose - Chirurgische Behandlungsmöglichkeiten einschließlich hyperthermer intraperitonealer Chemotherapie*. *Chirurg*, 1100–1110(12):78, Dezember 2007.
- [39] GÜLBERG, V. und A.L. GERBES: *Diagnostik und Therapie des Aszites bei Leberzirrhose*. *Internist*, 39(3):254–262, März 1998.
- [40] HAAGE, H.: *Das neue Medizinstudium*. *MedR*, 20(9):456–461, September 2002.
- [41] HAAGE, H.: *Ausbildung zum Arzt: Was ist erreicht, was bleibt zu tun?* *Bundesgesundheitsbl - Gesundheitsforsch - Gesundheitsschutz*, 49(4):325–329, April 2006.
- [42] HAHN, J.-M.: *Checkliste Innere Medizin*. *Checklisten der aktuellen Medizin*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 5., vollständig überarbeitete Auflage, 2006.
- [43] HANDELS, H.: *Medizinische Bildverarbeitung*. *Studienbücher Medizinische Informatik*. H. Handels und S. Pöpl (Hrsg.), Vieweg + Teubner, Wiesbaden, 2., überarbeitete und erweiterte Auflage, 2009.
- [44] HARRIS, R.P., S.H. WOOLF, M. HELFAND, K.N. LOHR, C.D. MULROW, S.M. TEUTSCH und D. ATKINS: *Current methods of the U.S. Preventive Services Task Force A review of the process*. *Am J Prev Med*, 20(3):21–35, April 2001.
- [45] HOEBORN, E.: *Entwicklung eines Trainingssimulators für die Lumbalpunktion*. Diplomarbeit, Fachhochschule Wedel, Wedel, 2007.
- [46] HOFER, M.: *CT-Kursbuch*. Matthias Hofer Verlag Didamed, Düsseldorf, 4. Auflage, 2003.
- [47] JAGOW, G. VON und R. LOHÖLTER: *Die neue Ärztliche Approbationsordnung - Schwerpunkte der Reform und erste Erfahrungen mit der Umsetzung*. *Bundesgesundheitsbl - Gesundheitsforsch - Gesundheitsschutz*, 49(4):330–336, April 2006.
- [48] JANSEN, O.: *Neuroradiologie*, Kapitel Methoden und Normalbefunde, Seiten 3–39. *Referenz-Reihe Radiologie*. K. Sartor, O. Jansen und M. Forsting (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 4., erweiterte und vollständig überarbeitete Auflage, 2008.
- [49] KIRCHHOFF, T. und H. ROSENTHAL: *Kardiovaskuläres System*, Kapitel Transjugulärer portosystemischer Shunt (TIPS), Seiten 461–470. *Handbuch diagnostische Radiologie*. D. Hahn (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 2007.
- [50] KNUDSEN, B.E., E.D. MATSUMOTO, B.H. CHEW, B. JOHNSON, V. MARGULIS, J.A. CADEDDU, M.S. PEARLE, S.E. PAUTLER und J.D. DENSTEDT: *A randomized, controlled, prospective study validating the acquisition of percutaneous renal collecting system access skills using a computer based hybrid virtual reality surgical simulator: phase I*. *J Urol*, 176(5):2173–2178, Nov 2006.
- [51] KOEHNE, C.H., D. CUNNINGHAM, C.F. DI, B. GLIMELIUS, G. BLIJHAM, E. ARANDA, W. SCHEITHAUER, P. ROUGIER, M. PALMER, J. WILS, B. BARON, F. PIGNATTI, P. SCHOFFSKI, S. MICHEEL und H. HECKER: *Clinical determinants of survival in patients with 5-fluorouracil-based treatment for metastatic colorectal cancer: results of a multivariate analysis of 3825 patients*. *Ann Oncol*, 13(2):308–317, Februar 2002.
- [52] KRIEGER, H.: *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*. B.G. Teubner Verlag, Wiesbaden, 2. überarbeitete und erweiterte Auflage, 2007.

- [53] LAMMERT, F. und S. MATERN: *Thieme's Innere Medizin - TIM*, Kapitel Komplikationen der Leberzirrhose, Seiten 739–754. Alexander, K. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1999.
- [54] LEHMANN, T.M.: *Medizintechnik - Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*, Kapitel Medizinische Bildverarbeitung, Seiten 765–789. R. Kramme (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, 2007.
- [55] LEHMANN, T.M., J. HILTNER und H. HANDELS: *Handbuch der Medizinischen Informatik*, Kapitel Medizinische Bildverarbeitung, Seiten 361–423. Lehmann, T.M. (Hrsg.), Carl Hanser Verlag, München & Wien, 2., vollständig neu bearbeitete Auflage, 2005.
- [56] LEHNERTZ, K.: *Vorlesungsreihe Einführung in die Computertomographie*, 2005.
- [57] LENDVAY, T.S., F.-J. HSIEH, B. HANNAFORD und J. ROSEN: *The biomechanics of percutaneous needle insertion*. In: WESTWOOD, J.D., R.S. HALUCK, H.M. HOFFMAN, G.T. MOGEL, R. PHILLIPS, ROBB R.A. und K.G. VOSBURGH (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 245–247. IOS Press, Amsterdam, 2008.
- [58] LUNDIN, K., B. GUDMUNDSSON und A. YNNERMAN: *General Proxy-based Haptics for Volume Visualization*. In: *WHC '05: Proceedings of the First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Seiten 557–560, Washington, DC, USA, 2005. IEEE Computer Society.
- [59] LUNDIN, K., M. SILLEN, M. COOPER und A. YNNERMAN: *Haptic Visualization of Computational Fluid Dynamics Data Using Reactive Forces*. In: *Conference on Visualization and Data Analysis, part of ISTSPIE Symposium on Electronic Imaging*, Band 5669, 2005.
- [60] LUNDIN, K., A. YNNERMAN und B. GUDMUNDSSON: *Proxy-based Haptic Feedback from Volumetric Density Data*. In: *Proceedings of the Eurohaptic Conference*, Seiten 104–109. University of Edinburgh, United Kingdom, 2002.
- [61] MAGEE, D., Y. ZHU, R. RATNALINGAM, P. GARDNER und D. KESSEL: *An augmented reality simulator for ultrasound guided needle placement training*. *Med Biol Eng Comput*, 45(10):957–967, Oct 2007.
- [62] MAGILL, J., B. ANDERSON, G. ANDERSON, P. HESS und S. PRATT: *Multi-axis Mechanical Simulator for Epidural Needle Insertion*. In: COTIN, S. und D. METAXAS (Herausgeber): *Medical Simulation*, Band 3078/2004 der Reihe *Lecture Notes in Computer Science*, Seiten 267–276. Springer Verlag, Berlin / Heidelberg, 2004.
- [63] MASUTANI, Y., T. SCHIEMANN und K.H. HÖHNE: *Vascular Shape Segmentation and Structure Extraction Using a Shape-Based Region-Growing Model*. In: WELL, W.M., A. COLCHESTER und S. DELP (Herausgeber): *Medical Image Computing And Computer-Assisted Intervention - MICCAI'98*, Band 1496/1998 der Reihe *Lecture notes in Computer Science*, Seiten 1242–1249. Springer Verlag, Berlin / Heidelberg, 1998.
- [64] MILDENBERGER, P. und P. JENSCH: *Verwendung des DICOM-Standards in heterogener Umgebung - Inkompatibilität oder Interoperabilität*. *Radiologe*, 39(4):282–285, April 1999.

- [65] MONAHAN, E. und K. SHIMADA: *Verifying The Effectiveness of a Computer-Aided Navigation System for Arthroscopic Hip Surgery*. In: WESTWOOD, J.D., R.S. HALLUCK, H.M. HOFFMAN, G.T. MOGEL, R. PHILLIPS, ROBB R.A. und K.G. VOSBURGH (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 302–307. IOS Press, Amsterdam, 2008.
- [66] MUEHLENBERG, K., K. WIEDMANN, V. GÜLBERG und A.L. GERBES: *Die Aszitespunktion - Zum Beitrag aus DMW Nr.21/2007*. Dtsch Med Wochenschr, 132:2590–2594, 2007.
- [67] MÜLLER-WITTIG, W.: *Medizintechnik - Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*, Kapitel Virtuelle Realität in der Medizin, Seiten 791–802. R. Kramme (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, 2007.
- [68] NUTHMANN, J.: *Erstellung und Anwendung volumenbasierter Anatomieatlanten des Oberbauches*. Doktorarbeit, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin, Hamburg, 1998.
- [69] OEHLER, M. und T.M. BUZUG: *Maximum-Likelihood-Ansatz zur Metallartefaktreduktion bei der Computertomographie*. In: HANDELS, H., J. EHRHARDT, A. HORSCH, H.P. MEINZER und T. TOLXDORFF (Herausgeber): *Bildverarbeitung für die Medizin 2006 - Algorithmen, Systeme, Anwendungen*, Informatik aktuell, Seiten 36–40. Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 2006.
- [70] O'TOOLE, R.V., R.R. PLAYTER, T.M. KRUMMEL, W.C. BLANK, N.H. CORNELIUS, W.R. ROBERTS, W.J. BELL und M. RAIBERT: *Measuring and developing suturing technique with a virtual reality surgical simulator*. J Am Coll Surg, 189(1):114–127, Jul 1999.
- [71] PLOTNIKOV, A.V., D.A. PRILUTSKII und S.V. SELISHCHEV: *The DICOM standard in computer-assisted medical technologies*. Med Tekh, (2):18–24, März-April 1997.
- [72] PROKOP, M.: *Strahlendosis in der Computertomographie - Risiko und Herausforderung*. Radiologe, 48(3):229–242, März 2008.
- [73] RABINOVITZ, M., J.S. GAVALER, S. KUMAR, M. KAJANI und D.H. VAN THIEL: *Role of serum complement, immunoglobulins, and cell-mediated immune system in the pathogenesis of spontaneous bacterial peritonitis (SBP)*. Dig Dis Sci, 34(10):1547–1552, 1989.
- [74] RÜCKERT, K., R. GÜNTHER und F. KÜMMERLE: *Präoperative percutane transhepatische Gallenwegsdrainage (PTCD) beim malignen Verschlussikterus*. Langenbecks Arch. Chir., 350:227–232, 1980.
- [75] RUST, G.F., S. MARKETSMÜLLER und N. LINDLBAUER: *Medizintechnik - Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*, Kapitel 3D-Postprocessing für die virtuelle Endoskopie, Seiten 823–826. R. Kramme (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, 2007.
- [76] SAUERBRUCH, T.: *Therapie innerer Krankheiten*, Kapitel Leberzirrhose, Seiten 817–838. G. Steinbeck, G. Paumgartner et al. (Hrsg.), Springer Verlag Berlin & Heidelberg, 11., vollständig überarbeitete und aktualisierte Auflage, 2005.
- [77] SAUERBRUCH, T., H. ANSARI, R. WOTZKA, N. SOHENDRA und W. KÖPCKE: *Prognose-Parameter bei Leberzirrhose, Varizenblutung und Sklerosierungstherapie*:

- Prospektiver Vergleich diskriminanzanalytisch ermittelter Prognosesysteme mit der Child-Einteilung.* Dtsch Med Wochenschr, 113:11–14, 1988.
- [78] SCHIEBLER, T.H. und H.-W. KORF: *Anatomie*. Steinkopff Verlag, Berlin & Heidelberg, 10., vollständig überarbeitete Auflage, 2007.
- [79] SCHMIDT, G.N., S. MAISCH, M. FIEGE, O. HAUPT, A.E. GOETZ und P. BISCHOFF: *Die neue Approbationsordnung für Ärzte - Umsetzung für das Fach Anästhesiologie am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf*. Anaesthesist, 56(7):691–701, Juli 2007.
- [80] SCHNABEL, K. und S. MÜLLER: *Vermittlung praktischer Fertigkeiten in der Pädiatrie - Am Beispiel der Curricula der Charité - Universitätsmedizin Berlin*. Monatsschr Kinderheilkd, 156(5):446–451, Mai 2008.
- [81] SCHOEPF, U.J., C. BECKER, R. BRÜNING, C. HONG, G.F. RUST, T. HELMBERGER, P. LEIMEISTER, A. STADIE, M. NIETHAMMER, B. KLINGEMANN und M.F. REIDER: *Computertomographie des Abdomens mit der Mehrzeilen-Detektor Spiral-CT*. Radiologe, 39(8):652–661, August 1999.
- [82] SCHÖLMERICH, J.: *Medizinische Therapie 2007 / 2008*, Kapitel Aszites und hepatorenales Syndrom, Seiten 941–949. J. Schölmerich (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, 2007.
- [83] SCHRAUTH, M., N. SCHMULIUS, S. ZIPFEL und T. HAARMEIER: *Praktische Prüfungen in der Neurologie - Das Tübinger Modell*. Nervenarzt, 77(12):1464–1468, Dezember 2006.
- [84] SCHRENK, T. VON und G. WOLF: *Das hepatorenale Syndrom*. Ärzteblatt, 43(97):A2858–A2862, Oktober 2000.
- [85] SCHRIER, R.W. und W. WANG: *Krankheitsmechanismen: Akutes Nierenversagen und Sepsis*. J nephrol Team, 2:68–75, 2005.
- [86] SENN, H.J.: *Checkliste Onkologie*. Checklisten der aktuellen Medizin. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 5. Auflage, 2001.
- [87] SHAMSUNDER, S.C. und M. MANIVANNAN: *Haptic Guided Laparoscopy Simulation Improves Learning Curve*. In: WESTWOOD, J.D., R.S. HALUCK, H.M. HOFFMAN, G.T. MOGEL, R. PHILLIPS, ROBB R.A. und K.G. VOSBURGH (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 454–456. IOS Press, Amsterdam, 2008.
- [88] SILBERNAGL, S., R. KLINKE, H.C. PAPE und ANDERE: *Physiologie*. S. Silbernagl, R. Klinke, und H.C. Pape (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 5., komplett überarbeitete Auflage, 2005.
- [89] SKELIN, S., B. SCHLUETER, D. ROLLE und G. GAEDICKE: *Problemorientiertes Lernen*. Monatsschr Kinderheilkd, 156(5):452–457, Mai 2008.
- [90] STEHLE, T.H. und O. ECABERT: *Vergleich von Geschwindigkeitsfunktionen zur Segmentierung der Koronararterien aus CT-Volumina mit Front-Propagation-Algorithmen*. In: HANDELS, H., J. EHRHARDT, A. HORSCH, H.P. MEINZER und T. TOLXDORFF (Herausgeber): *Bildverarbeitung für die Medizin 2006 - Algorithmen, Systeme, Anwendungen*, Informatik aktuell, Seiten 101–105. Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 2006.

- [91] STERN, J., I.S. ZELTSER und M.S. PEARLE: *Percutaneous renal access simulators*. J Endourol, 21(3):270–273, Mar 2007.
- [92] WARD, B.M., V. CHARISSIS, D. ROWLEY, P. ANDERSON und G. BRADY: *An Evaluation of Prototype VR Medical Training Environment: Applied Surgical Anatomy Training for Malignant Breast Disease*. In: WESTWOOD, J.D., R.S. HALUCK, H.M. HOFFMAN, G.T. MOGEL, R. PHILLIPS, ROBB R.A. und K.G. VOSBURGH (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 550–555. IOS Press, Amsterdam, 2008.
- [93] WATTUYA, P., X. JIANG und K. ROTHHAUS: *Combination of Multiple Segmentations by a Random Walker Approach*. In: RIGOLL, G. (Herausgeber): *Pattern Recognition - 30th DAGM Symposium Munich, Germany, June 10-13, 2008*, Band 5096/2008 der Reihe *Lecture Notes in Computer Science*, Seiten 214–223. Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 2008.
- [94] WIEST, R., G. LOCK und J. SCHÖLMERICH: *Portale Hypertension*. Internist, 41(10):1077–1095, September 2000.
- [95] WIEST, R. und J. SCHÖLMERICH: *Diagnostik und Therapie des Aszites*. Ärzteblatt, 103(28 – 29):A 1972 – A 1981, Juli 2006.
- [96] WIEST, R. und J. SCHÖLMERICH: *Aktuelle Diagnostik und Therapie des Aszites*. Gastroenterologe, 3(1):57–67, Januar 2008.
- [97] YI, S.Y., K.H. RYU, Y.J. NA, H.S. WOO, W. AHN, W.S. KIM und D.Y. LEE: *Improvement of Colonoscopy Skills through Simulation-Based Training*. In: WESTWOOD, J.D., R.S. HALUCK, H.M. HOFFMAN, G.T. MOGEL, R. PHILLIPS, ROBB R.A. und K.G. VOSBURGH (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 565–567. IOS Press, Amsterdam, 2008.
- [98] YI, S.Y., H.S. WOO, W. AHN, W.S. KIM und D.Y. LEE: *Clinical Evaluation of the KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator II*. In: *SICE-ICASE, 2006. International Joint Conference*, Seiten 5350–5354, Oktober 2006.

## Danksagung

Die Fertigstellung dieser Arbeit wäre ohne die Unterstützung bestimmter Menschen nicht möglich gewesen. Zunächst danke ich Prof. Handels für die Bereitstellung des Themas und meinem Betreuer Matthias Färber für die wirklich tolle und geduldige praktische und theoretische Hilfe, das häufige Korrekturlesen und das unermüdliche Werben in den Unterrichtskursen für unseren Punktionsimulator. Hierfür möchte ich auch Martin Riemer und den anderen Mitarbeitern des Instituts für Medizinische Informatik danken.

Ein großer Dank geht auch an David Dalek meinem Mitdoktoranden, der – genau wie ich – viel Zeit in die Benutzerevaluation investiert hat. Erik Hoeborn und Thorsten Dahmke, die in ihren Informatik-Diplomarbeiten den Simulator-Prototypen entwickelt haben, schufen sozusagen die Grundlage dieser Arbeit.

Ohne die mentale Unterstzung von Julia Bunke wäre diese Arbeit niemals fertig geworden. Das selbe gilt für meinen Vater, der viel Zeit und sein ganzes Physik- und Mathematikwissen investiert hat, um mir in Ergänzung zu Matthias Färber die Theorie der medizinischen Bildverarbeitung näher zu bringen. Und mein Dank gilt natürlich Bauke Drees, Nickolas Petrenz, meiner Mutter und allen anderen fleißigen Korrekturlesern.

Hamburg, September 2009

# Lebenslauf

Adresse: Christian Schöps  
Eidelstedter Weg 11  
20255 Hamburg

Geburtstag/-ort: 27.10.1982 in Münster

## Schulbildung und Hochschulstudium

08/1995 – 06/2002 Gymnasium Lilienthal  
*Erwerb der Allgemeinen Hochschulreife*

10/2003 – 09/2005 Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf  
*Medizinstudium, vorklinischer Abschnitt*

10/2005 – 12/2009 Universität Hamburg  
*Medizinstudium, klinischer Abschnitt*

04/2007 – 12/2009 Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf  
*Dissertation am Institut für Medizinische Informatik*

## Praktische Berufsausbildung

08/2006 – 09/2006 Marienkrankenhaus, Hamburg  
*Famulatur im Zentrum für Innere Medizin*

06/2007 – 07/2007 Gemeinschaftspraxis für Radiologie und Nuklearmedizin,  
Eppendorfer Baum, Hamburg  
*Famulatur*

08/2007 – 09/2007 Asklepios Klinik St. Georg, Hamburg  
*Famulatur in der Abteilung für Neurologie*

04/2008 – 05/2008 Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf  
*Famulatur in der Klinik und Poliklinik für Neurologie,  
MS-Sprechstunde*

08/2008 – 12/2008 Asklepios Klinik Altona, Hamburg  
*Praktisches Jahr, Innere-Tertial*

12/2008 – 03/2009 Asklepios Klinik St. Georg, Hamburg  
*Praktisches Jahr, Wahlfach-Tertial (Neurologie)*

03/2009 – 07/2009 Asklepios Klinik Altona, Hamburg  
*Praktisches Jahr, Chirurgie-Tertial*

## Eidesstattliche Versicherung

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

Hamburg, 14. September 2009