

Aus dem Institut für Medizinische Informatik des
Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf
vertreten in der Technisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
durch das Institut für Medizintechnik
der Universität zu Lübeck

Direktor:
Prof. Dr. Thorsten M. Buzug

Entwicklung eines Virtual-Reality-Frameworks
zur Simulation von Punktionseingriffen

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck
- Aus der Technisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät -

Vorgelegt von
Matthias Färber
aus Wingst
Lübeck, 2009

Matthias Färber

Institut für Medizinische Informatik
Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
Martinistraße 52
20246 Hamburg
Deutschland

Email: m.farber@uke.uni-hamburg.de

**Entwicklung eines Virtual-Reality-Frameworks
zur Simulation von Punktionseingriffen**

**Inauguraldissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Technisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Universität zu Lübeck**

Prüfungsvorsitzender: Prof. Dr. Bernd Fischer

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Thorsten M. Buzug

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Heinz Handels

Tag der mündlichen Prüfung: 12. Januar 2010

Zusammenfassung

In dieser Arbeit werden Methoden für die realistische haptische und grafische Darstellung von Punktionseingriffen in der virtuellen Realität (VR) entwickelt. Zusammen mit Algorithmen zur automatischen Bewertung virtueller Punktionen wird so das haptisch unterstützte Virtual-Reality-Training des Nadeleinstichs ermöglicht.

Punktionen dienen in der Medizin der Entnahme von Gewebe oder Körperflüssigkeiten und der Injektion von Medikamenten. Sie gehören zu den häufigsten Eingriffen in der klinischen Praxis. Das Erlernen von Punktionen findet während des Medizinstudiums, im Verlauf des praktischen Jahres oder in der Facharztausbildung statt. Üblicherweise erfolgt das Training unter Anleitung erfahrener Kollegen direkt am Patienten. Diese Trainingsmethode geht mit erheblichen Nachteilen vor allem für den Patienten, aber auch für den Trainierenden einher. So kann es durch fehlerhaft ausgeführte Punktionen zu Komplikationen oder zu unnötigen Schmerzen beim Patienten kommen. Der Trainierende ist durch die Möglichkeit des Versagens zusätzlich gestresst, was die Fehlerwahrscheinlichkeit erhöhen kann.

Eine Alternative zu den herkömmlichen Trainingsmethoden in der Medizin bieten Virtual-Reality-gestützte Simulationen medizinischer Eingriffe. Die wesentlichen Vorteile dieser neuartigen Trainingsmethoden sind zum einen die Unabhängigkeit von freiwilligen Patienten, das heißt, Eingriffe können zu jeder Zeit trainiert werden und es entstehen keine Belastungen für Patienten. Zum anderen bieten Systeme der virtuellen Realität Einblicke in die Anatomie und erhöhen so den Lerneffekt. Zudem kann durch automatische Bewertungsmethoden die Leistung der Benutzer objektiv überwacht werden. Ziel dieser Arbeit war es daher, ein Virtual-Reality-gestütztes Simulationssystem für das Training von Punktionseingriffen zu entwickeln und zu evaluieren.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zu diesem Zweck Methoden zur haptischen Simulation von Nadelkräften entwickelt. Die Echtzeit-Berechnung der Nadelkräfte, die über ein haptisches Ein-/Ausgabegerät an den Benutzer zurückgegeben werden, erfolgt hierbei über ein proxy-basiertes haptisches Volumenrendering. Die Kraftberechnung erfolgt auf Basis von 3D-CT-Daten, in denen in einem Vorverarbeitungsschritt punktionsrelevante Strukturen segmentiert worden sind. Außerdem fließen

die Grauwerte aus den Original-CT-Daten in die Krafrückgabe ein und erlauben so das Erfühlen von nicht segmentierten Strukturen. Über ein Krafrückkopplungsgerät mit sechs Freiheitsgraden wird zudem die Erzeugung von Drehmomenten ermöglicht, mit denen Kräfte, die beispielsweise während einer Nadelangulation auftreten, simuliert werden können. In der Arbeit dient ein deformierbares Nadelmodell dazu, die dabei entstehenden Verbiegungen der Nadel für den Benutzer sichtbar zu machen.

Zur Visualisierung virtueller Punktionseingriffe wurden synchronisierte 3D- und 2D-Darstellungen entwickelt, die einerseits einen realistischen Eindruck des Punktionvorgangs ermöglichen und andererseits über Einblicke in die Anatomie der punktierten Region und die Darstellung der zugrunde liegenden 3D-Bilddaten den Lerneffekt verstärken sollen. Zudem wurde in der vorliegenden Arbeit ein Prototyp zur Simulation von Röntgendurchleuchtungen auf Basis von CT-Daten entwickelt, um die Simulation röntgenüberwachter Punktionseingriffe zu unterstützen.

Die objektive Bewertung von Leistungen in computergestützten Lehr- und Lernsystemen ist ein zentrales Element zur Motivation von Benutzern und für die Erstellung individueller Lernkurven und Benutzervergleiche. In dem entwickelten VR-Trainingssystem erfolgt die automatische Bewertung virtueller Punktionen über einen Vergleich mit optimalen Einstichpfaden, die von erfahrenen Medizinern für jeden virtuellen Patienten erstellt worden sind. Die Analyse des benutzergeführten Nadeleinstiches beinhaltet beispielsweise die Evaluation von Einstichposition, -winkel und -tiefe. Zudem wird evaluiert, ob Risikostrukturen getroffen wurden und ob die Punktion erfolgreich war. Die hierbei entwickelten Bewertungsmethoden werden auch zur automatischen Generierung von Verbesserungsvorschlägen eingesetzt und regen so die Benutzer an, ihre Leistungen durch weiteres Training am Simulator zu verbessern.

Mit dem in dieser Arbeit entwickelten VR-Framework zur Simulation von Punktionseingriffen wurde durch die Segmentierung und Vorverarbeitung unterschiedlicher 3D-Patientenbilddaten und die Adaption von Bewertungskriterien und Simulationsparametern das Training unterschiedlicher Punktionen ermöglicht. So können Benutzer des Systems über die Simulation von Lumbalpunktionen die Entnahme von Liquor aus dem Subarachnoidalraum der Lendenwirbelsäule üben. Das Training von Aszitespunktionen, bei denen abdominale Wasseransammlungen zur Diagnostik und zur Entlastung der Patienten abgelassen werden, wird ebenfalls unterstützt. Als ein röntgengestützter Eingriff wird die Simulation der perkutanen transhepatischen Cholangiodrainage ermöglicht. Dieser anspruchsvolle Eingriff dient dem Ablassen von Galle aus aufgestauten Gallengängen.

Das entwickelte System wurde in einer Benutzerstudie mit 54 Studierenden der Medizin evaluiert. Die über einen Fragebogen erfassten Eindrücke der Teilnehmer über

den Realismus, den Lerneffekt und die Anwendbarkeit des Systems zeigen einen hohen Realismusgrad und eine sehr gute Nutzerakzeptanz. Die virtuellen Punktionsleistungen der in zwei unterschiedlich trainierte Gruppen aufgeteilten Teilnehmer wurden an einem Trainings- und einem Bewertungstermin erfasst. Ein Vergleich der Bewertungen zwischen beiden Gruppen zeigt einen positiven Lerneffekt. Zudem sind ansteigende Lernkurven der einzelnen Teilnehmer erkennbar.

Die in dieser Arbeit entwickelten Methoden und Algorithmen ermöglichen somit ein realistisches und didaktisch sinnvolles Training von Punktionseingriffen. Durch den Einsatz des Trainingssystems kann daher in der Zukunft ein Beitrag zur praktisch orientierten Ausbildung von Studierenden der Medizin und jungen Ärzten geleistet werden, ohne Patienten zu belasten.

Abstract

In this work methods have been developed to aid realistic haptic and graphic display of puncture interventions in virtual reality (VR). Together with algorithms for the automatic evaluation of virtual punctures the VR-framework facilitates haptic enabled virtual reality training of these interventions.

Medical punctures are performed to extract tissue or body fluids and to inject drugs. They belong to the most common interventions in clinical praxis. Punctures are trained during medical studies, residential or specialty training phase. Usually, the training is done directly on the patient guided by experienced supervisors. This training method can cause severe drawbacks for patient and also for trainees. Erroneously accomplished punctures can lead to complications and unnecessary pain for the patient. The trainee is heavily stressed by the possibility to fail which can additionally lead to an increased error potential.

Virtual reality supported training of medical interventions represents an alternative for the traditional training methods in medicine. The main advantage of these novel training methods is that no patient is involved, which means interventions can be trained anytime and no harm can be done to the patients. Furthermore, virtual reality systems enable insight into the anatomy of the punctured region and therefore support the learning process. Objective evaluation methods can monitor the user's performance. Hence, the goal of this work was to develop and evaluate a virtual reality based simulation system for the training of puncture interventions.

Consequently, this work addresses the development of methods for haptic simulation of needle forces. A haptic device with six degrees of freedom (6DOF) is used to feedback forces that are computed in realtime. Force simulation is done using a proxy based haptic volume rendering technique based on 3D-CT-data. Image data is segmented to ensure haptic feedback from structures that are relevant for the puncture beforehand. Also, the gray-values from the original CT-data contribute to the force computation and therefore enable the haptic feedback from unsegmented structures. Furthermore, the 6DOF haptic device enables the generation of torques which are used to simulate forces that are needed for example during needle angulation. In this work, a deformable needle model is used to create the impression of

needle bending for the user.

Synchronised 3D and 2D visualisations have been developed to graphically display the virtual puncture intervention. The visualisations are to give a realistic impression of the puncture process on the one hand and supporting the learning effect by giving insight into the anatomy and by displaying the underlying 3D image data on the other hand. Furthermore, a prototype for the CT-based simulation of X-ray images has been developed to support the simulation of X-ray-guided puncture interventions.

Objective evaluation of user performance in computer-based teaching and learning systems is a central aspect to motivate users and for the generation of individual learning curves and inter-user comparison. In this thesis the automatic evaluation of virtual punctures is done by comparing the user's needle paths to optimal insertion paths defined by experienced physicians. The analysis of the puncture performance incorporates the evaluation of insertion position, angle and depth. Moreover, it is analysed if structures at risk have been hurt and if the puncture was successful. The scoring methods developed are also used to generate improvement suggestions. They therefore encourage the users to improve their performance by continuing their training.

The VR-framework for the simulation of puncture interventions facilitates the training of different puncture interventions. To support the training of different puncture interventions different virtual patients have been generated and the parameters for scoring and simulation have been adapted. The users of the system can train the extraction of liquor from the subarachnoidal space using the lumbar puncture simulation. The ascites puncture training is also supported. In this intervention abdominal water is extracted for diagnostic purposes and patient relief. The system also facilitates the simulation of percutaneous transhepatic cholangiodrainage as an example of an X-ray guided intervention. This complicated puncture is performed to extract bile of the pent-up bile ducts.

The system developed has been evaluated in a user-study by 54 medical students. The user assessment has been collected using a questionnaire regarding the realism, the learning effect and the applicability of the system. The results show a high grade of realism and a very good user acceptance. The performances during the puncture interventions on a training day and on a validation day have been evaluated by splitting the participants in two differently-trained groups. Comparing the performances of the two groups a learning effect could be observed. Furthermore, ascending learning curves of the participants could be verified.

Hence, the methods and algorithms developed in this work enable a realistic and didactically reasonable training of puncture interventions. The training system can

therefore contribute to a practical oriented education of medical students and residents without doing any harm to patients.

Danksagungen

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Professor Dr. Heinz Handels, der mir die haptischen Krafrückkopplungsgeräte des Instituts für Medizinische Informatik am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf (UKE) anvertraute und so den Grundstein für diese Arbeit legte. Er hat mich während meiner Tätigkeit am Institut wissenschaftlich betreut und mir letztlich die Erstellung dieser Arbeit ermöglicht, wobei er mir durch zahlreiche fachliche Diskussionen weitergeholfen hat.

Professor Dr. Thorsten Buzug danke ich für die Vertretung dieser Arbeit in der technisch-naturwissenschaftlichen Fakultät der Universität zu Lübeck und die Betreuung dieser Arbeit.

Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei meinen klinischen Kooperationspartnern Dr. Friedhelm Hummel aus der Klinik für Neurologie des UKE und Dr. Christian Habermann aus der Klinik und Poliklinik für interventionelle Radiologie des UKE. Ohne ihre Hilfe hätte ich zum einen keine Bilddaten für die Erstellung virtueller Patienten zur Verfügung, zum anderen nur wenig Fachwissen über die realistische Darstellung von Punktionen gehabt.

Ganz besonders zu Dank verpflichtet bin ich allen Diplomanden/-innen, Bacheloranden und medizinischen Doktoranden, die ich während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Medizinische Informatik betreut habe. Insbesondere bedanke ich mich bei Christian Schöps und David Dalek für die Segmentierung der 3D-Bilddaten, die Betreuung der Studienteilnehmer und die Einbringung von medizinischem Fachwissen und tatkräftiger Unterstützung. Julika Heller, Erik Hoeborn und Thorsten Dahmke haben ebenfalls wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen. Dafür danke ich herzlich.

Meinen Kollegen und Kolleginnen am Institut für medizinische Informatik danke ich für viele fruchtbare Diskussionen, die Unterstützung bei der Fertigstellung dieser Arbeit und das hervorragende Betriebsklima.

Für das Korrekturlesen und die orthografische Beratung danke ich Silvia und Ralph Berkenkamp und meiner Frau Feeke Weinert-Färber.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Frau Feeke und meinen Kindern Jonte Paul, Levke Hermine und Lowis Emil für die Ruhe und die liebevolle Motivation zur Fertigstellung dieser Arbeit danken. Auch bei meiner restlichen Familie und meinen Freunden bedanke ich mich für jegliche Unterstützung.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Stand der Forschung	3
1.2	Wissenschaftlicher Beitrag durch diese Arbeit	4
1.3	Überblick	6
2	Grundlagen	9
2.1	Medizinischer Hintergrund	9
2.1.1	Herkömmliches Training von Punktionseingriffen	11
2.2	Visualisierung in VR-Systemen	11
2.2.1	Stereoskopische Displays	12
2.3	Haptik	13
2.3.1	Haptische Ein-/Ausgabegeräte	13
2.3.2	Haptisches Rendering	14
2.3.2.1	Proxy-basiertes haptisches Oberflächenrendering	14
2.3.2.2	Proxy-basiertes haptisches Volumenrendering	15
3	Erstellung virtueller Patienten für Punktionssimulationen	19
3.1	3D-CT-Bilddaten	20
3.2	RGB-Cryotom Schichtbilder	21
3.3	Segmentierungen	22
3.4	3D-Oberflächenmodelle	25
3.4.1	Erstellung durch Marching-Cubes-Filterung	25
3.4.2	Dezimierung und Glättung der 3D-Oberflächenmodelle	26

4	Haptische Simulation von Nadelkräften	29
4.1	Volumenbasierte Simulation von Nadelkräften	30
4.1.1	Nadelspitzenkräfte	31
4.1.2	Nadelschaftkräfte	34
4.1.3	Kombination von CT und Labeldaten zur Nadelkraftsimulation	36
4.2	Haptik bei deformierbarem Nadelmodell	37
4.2.1	Angular-Spring-Method	38
4.2.2	Deformierbares Nadelmodell	39
4.2.3	Simulation von Nadelverbiegungen	40
4.2.4	Proxybewegung	41
4.2.4.1	Nadelspitzenkräfte	41
4.2.4.2	Nadelschaftkräfte	41
4.2.5	Ausgabekräfte und -drehmomente	42
4.2.6	Nadelbruch	42
4.2.7	Simulationsalgorithmus	42
4.3	Performance der haptischen Simulationsalgorithmen	43
4.3.1	Testsystem	43
4.3.2	Ergebnisse	44
4.3.3	Diskussion der Ergebnisse	45
5	Methoden zur Visualisierung virtueller Punktionsingriffe	47
5.1	3D-Visualisierungen	47
5.1.1	Hauptansicht	49
5.1.2	Verfolgungsansicht	53
5.1.3	Seitenansicht	53
5.1.4	Visualisierung deformierbarer Nadelmodelle	56
5.2	2D-Visualisierungen	56
5.3	Multiplanare Ansichten	57
5.4	Simulation von Röntgen-Durchleuchtungsansichten	58
5.5	Textanzeigen und Hilfen	60

5.6	Performance der grafischen Darstellungsmethoden	63
5.6.1	Ergebnisse	63
5.6.2	Diskussion der Ergebnisse	64
6	Methoden zur automatischen Bewertung virtueller Punktionen	67
6.1	Qualitätskriterien eines Punktionseingriffs	68
6.2	Aufzeichnung von virtuellen Punktionen	68
6.3	Definition optimaler Punktionspfade	69
6.4	Quantitative Maßzahlen zur Punktionsbewertung	69
6.5	Automatische Erstellung von Verbesserungsvorschlägen	71
7	Framework zur Simulation von Punktionseingriffen	73
7.1	Hardware	73
7.1.1	Haptisches Ein-/Ausgabegerät	73
7.1.2	Display	74
7.1.3	Immersioner Aufbau	75
7.2	Grafische Benutzeroberfläche	76
7.2.1	Anpassung der Anzeigen und Hilfen an den Kenntnisstand des Benutzers	78
7.3	Eingabeparameter und -daten des Simulationsframeworks	79
7.3.1	Eingabedaten	79
7.3.2	Visualisierungsparameter	80
7.3.3	Haptik-Parameter	81
7.3.4	Bewertungsparameter	82
7.4	Softwarearchitektur	82
8	Anwendungen	85
8.1	Virtuelle Lumbalpunktion	85
8.1.1	Medizinischer Hintergrund der Lumbalpunktion	85
8.1.2	Bewertung virtueller Lumbalpunktionen	89
8.1.3	Virtuelle Lumbalpunktionspatienten	89

8.2	Virtuelle Aszitespunktion	93
8.2.1	Medizinischer Hintergrund der Aszitespunktion	93
8.2.2	Bewertung virtueller Aszitespunktionen	95
8.2.3	Virtuelle Aszitespatienten	96
8.3	Virtuelle perkutane transhepatische Cholangiodrainage	99
8.3.1	Medizinischer Hintergrund der PTCD	99
8.3.2	Bewertung der virtuellen PTCD	101
8.3.3	Virtueller Patient für die PTCD	102
8.4	Testdatensatz	104
9	Ergebnisse	107
9.1	Literaturüberblick zu weiteren Benutzerstudien	107
9.2	Benutzerstudie	108
9.2.1	Theoretische Lerneinheit	109
9.2.2	Ablauf	109
9.2.3	Fragebogen	110
9.3	Auswertung der Fragebögen	111
9.3.1	Lumbalpunktion	111
9.3.2	Aszitespunktion	111
9.3.3	Diskussion der Fragebogenauswertung	113
9.4	Auswertung der Punktionsleistungen	113
9.4.1	Leistungsvergleich der Benutzergruppen	115
9.4.2	Auswertung von Lernkurven	116
9.4.3	Diskussion der Leistungsergebnisse	117
9.5	Quantitative Evaluation der Nadelkräfte	118
10	Diskussion und Ausblick	123
A	Notationen und mathematische Symbole	129
	Literatur	131
	Lebenslauf	147

Abbildungsverzeichnis

2.1	Trainingsgerät für die Lumbalpunktion	12
2.2	Proxy-basiertes haptisches Rendering	15
2.3	Proxy-basiertes haptisches Volumenrendering	18
3.1	Ablauf für die Erstellung virtueller Patienten	20
3.2	CT-Schichtbild und entsprechende Gradientenbeträge	21
3.3	RGB-Cryotom Schichtbild	22
3.4	Schichtbild der Labeldaten	23
3.5	Schichtbildfolgen der originären und durch Segmentierung und Fil- terung erzeugten 3D-Bilddaten	24
3.6	Reduktions- und Glättungsvorgang für ein Oberflächenmodell der Niere	27
3.7	Reduktions- und Glättungsvorgang für ein Oberflächenmodell des Skelettes	28
4.1	Nadelspitzenkräfte	32
4.2	Nadelschaftkräfte	34
4.3	Simulation von Nadelkräften in nicht segmentierten CT-Daten . . .	38
4.4	Nadelmodell der Angular-Spring-Method	39
4.5	Deformierbares Nadelmodell	40
5.1	Dreidimensionale Nadelmodelle	48
5.2	3D-Hauptansicht	51
5.3	3D-Hauptansicht im Stereo-Modus	52
5.4	Verfolgungsansicht einer Lumbalpunktion	54

5.5	Seitenansicht einer Lumbalpunktion	55
5.6	Vertexringe des Nadelmodells	56
5.7	Visuelle Verbiegung der Nadel	57
5.8	Orthogonale Ansichten von CT- Label- und RGB-Daten	58
5.9	Nachteil orthogonaler Schichtführung	59
5.10	Ausrichtung von Schichten entlang der Einstichrichtung	60
5.11	Einblendung multiplanarer Ansichten in die 3D-Hauptansicht	61
5.12	Simulation der Röntgendurchleuchtung	62
6.1	Definition eines optimalen Einstichpfades	69
6.2	Ausgabe der Punktionsbewertung einer virtuellen Lumbalpunktion	72
7.1	Haptisches Ein/-Ausgabegerät	74
7.2	Immersiver Aufbau	76
7.3	Grafische Benutzeroberfläche	77
7.4	Dialog zur Bestimmung der Scoringoptionen	78
7.5	Dialog zur Bestimmung der Visualisierungsoptionen	79
7.6	Grafische Benutzeroberfläche für Experten	81
7.7	Systemaufbau des Simulationssystems	84
8.1	Schematische Darstellung der Wirbelsäule und der Lumbalwirbel	86
8.2	Schematische Darstellung des Spinalkanals	87
8.3	Schematische Darstellung der Wirbelbänder	88
8.4	3D-Darstellung eines virtuellen Lumbalpunktionspatienten	92
8.5	Mögliche Punktionsstellen der Aszitespunktion	95
8.6	Venenverweilkanülen unterschiedlicher Längen	96
8.7	3D-Darstellung eines virtuellen Aszitespatienten	98
8.8	Angiogramm der Gallengänge bei perkutaner transhepatischer Cholangiographie	101
8.9	Schematische Darstellung der perkutanen transhepatischen Cholangiodrainage	102

8.10	3D-Darstellung des virtuellen PTCD Patienten	103
8.11	3D-Visualisierung der Testumgebung, die aus einem mit Einstichkanälen durchsetzten Würfel besteht.	105
9.1	Lernkurven der Lumbalpunktion	116
9.2	Lernkurven der Aszitespunktion	117
9.3	Aufbau und Ergebnis einer Kraftmessung an einer Schweineleber . .	119
9.4	Während einer virtuellen Gallengangspunktion aufgezeichneter Kraftverlauf	119
9.5	Während einer virtuellen Lumbalpunktion aufgezeichneter Kraftverlauf	120
9.6	Kombination der Kraftberechnung aus CT- und Labeldaten	121

Tabellenverzeichnis

1.1	Kompetenzebenen	2
4.1	Spezifikation des Evaluationssystems	44
4.2	Haptische Wiederholraten	44
5.1	Wiederholrate der Visualisierung beim Testdatensatz	64
5.2	Wiederholrate der Visualisierung einer virtuellen Lumbalpunktion .	65
5.3	Wiederholrate der Visualisierung während einer PTCD	66
7.1	Technische Daten „Sensable Phantom Premium“	75
7.2	Anpassung von Hilfen und Anzeigen an den Kenntnisstand	80
8.1	Bewertungskriteriengewichte für die Lumbalpunktion	90
8.2	Technische Informationen zu den Lumbalpunktionsdatensätzen . . .	90
8.3	Identifikationsnummern der lumbalpunktionsrelevanten Organe und Strukturen	91
8.4	Bewertungskriteriengewichte für die Aszitespunktion und die PTCD	96
8.5	Identifikationsnummern der relevanten Organe und Strukturen für die Aszitespunktion und die PTCD	97
8.6	Technische Informationen zu den Patientendatensätzen	97
9.1	Ablauf der Benutzerstudie	109
9.2	Auswertung des Fragebogens für die Lumbalpunktion	112
9.3	Auswertung des Fragebogens für die Aszitespunktion	114
9.4	Vergleich der Punktzahlen und Erfolgsraten bei der Lumbalpunktion	115
9.5	Vergleich der Punktzahlen und Erfolgsraten bei der Aszitespunktion	115

Algorithmenverzeichnis

4.1	Haptisches Rendering von Nadelkräften	31
4.2	Berechnung der Nadelspitzenkräfte	33
4.3	Berechnung der Nadelschaftkräfte	35
4.4	Berechnung der Rotationskräfte	36
4.5	Simulation der Nadelverbiegung	41
4.6	Multiproxy-Berechnung von Nadelkräften	43

Kapitel 1

Einleitung

In der jüngeren Vergangenheit sind die Rechenleistungen moderner Desktop-PC dramatisch verbessert worden. Insbesondere die Verfügbarkeit von Multiprozessor- bzw. Multicorerechnern hat die Entwicklung von Echtzeitanwendungen ermöglicht.

Parallel zur Verbesserung der Rechnerhardware wurde die Entwicklung kommerziell verfügbarer haptischer Ein-/Ausgabegeräte und stereoskopischer 3D-Visualisierungstechniken weitergeführt. Diese Geräte unterstützen auf intuitive Weise die Interaktion mit der virtuellen Realität und erlauben so eine Erhöhung der Immersion (des Eintauchens).

Die Weiterentwicklungen der Hardware ermöglichten es, die Entwicklungen von Systemen der virtuellen Realität (VR) in den letzten Jahren voranzutreiben. Diese Systeme, die durch synchronisierte, realistische, grafische, haptische und teilweise auch akustische Komponenten eine immer stärker werdende Immersion des Benutzers bzw. der Benutzerin¹ in eine virtuelle Realität ermöglichen, werden heutzutage in vielen Bereichen der Lehre, des Trainings und auch der Unterhaltung eingesetzt [GVT08].

In zunehmendem Maße halten diese Techniken auch Einzug in die medizinische Aus- und Weiterbildung und die klinische Praxis [SP07]. Wie der Einsatz Virtual-Reality-basierter Simulatoren im Bereich der computergestützten Lehre, Aus- und Weiterbildung gezeigt hat, können immersive haptisch-visuelle VR-Techniken 3D-Interaktionen in virtuellen Körpern erheblich erleichtern und verbessern [SP07].

Während der Entwicklung dieser computergestützten Trainingssysteme fand in Deutschland eine Umstellung der medizinischen Ausbildung, die durch die ärztliche

¹Im Folgenden werden aus Gründen der besseren Lesbarkeit meist männliche Formen verwendet (z.B. Arzt, Teilnehmer, Absolvent, Experte, usw.). Es sind jedoch ausdrücklich beide Geschlechter gemeint.

Approbationsordnung (ÄAppO) geregelt wird, statt. Hintergrund dieser Änderungen ist ein durch mehrere Studien festgestellter Mangel an praktischen Fertigkeiten bei den Absolventen des Medizinstudiums [CHB⁺07, Haa02]. In der zum 1. Oktober 2003 geänderten Fassung der ÄAppO [Haa02, Haa06] wurde nun die Vermittlung praktischer Fertigkeiten durch Fokussierung auf praktische Lernformen in den Vordergrund gestellt [vJL06, SMF⁺07]. Die Einbeziehung von E-Learning-Angeboten, zu denen auch das VR-gestützte Training gehört, ist hierbei ausdrücklich erwünscht. Folglich finden sich E-Learning-Angebote inzwischen an vielen medizinischen Universitäten wieder (z.B. [RWPH09]). Diese konzentrieren sich jedoch zumeist auf die elektronische Bereitstellung von Vorlesungsskripten, Fallsammlungen und browserbasierten Lerninhalten und Übungsklausuren [CHB⁺07]. VR-basiertes Training praktischer Fertigkeiten findet dagegen kaum statt.

Das, durch die neue ÄAppO unterstützte Erlernen von praktischen Fertigkeiten (*Skills*) benötigt eine gewisse Zeit und ausreichend Gelegenheit zum repetitiven Trainieren. Die Aussage „*See one, do one, teach one*“ wird generell als überholt betrachtet [CHB⁺07, SM08a]. In der Literatur finden sich daher drei- bis fünfstufige Konzepte für das Erlernen praktischer Fertigkeiten (siehe Tabelle 1.1). Der Lernprozess erstreckt sich dabei in der Regel über Jahre [SMF⁺07].

Ebene	Inhalt
1 (Theorie)	Prinzip, Indikation, Kontraindikation, Durchführung, Komplikationen.
2 (Aktives Dabeisein)	Theoretisches Wissen und Demonstration der Fertigkeiten.
3 (Anwendung)	Theoretisches Wissen und Fertigkeit unter Aufsicht mindestens einige Male durchgeführt.
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 [SMF⁺07]).

Eine Alternative zum repetitiven Trainieren der Fertigkeiten am Patienten können Virtual-Reality-basierte Lehr- und Lernsysteme in der Medizin bieten.

Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über die Entwicklungen von Trainingssystemen für die Medizin gegeben werden.

1.1 Stand der Forschung

Die Verwendung bildgestützter VR-Techniken in der Medizin ist derzeit neben dem Einsatz in OP-Planungs- und Navigationssystemen (z.B. [FDE⁺06, FGBH08, VA04, VTNE04, SMHR⁺09, NHK⁺09]) vor allem auf die VR-basierte Ausbildung von Medizinern ähnlich dem Einsatz von Flugsimulatoren zur Pilotenausbildung konzentriert (z.B. [GAPD08, RLMG09, Sch08, TNL⁺08]). Der Einsatz dieser neuartigen Lehr- und Lernmethoden zielt darauf ab, den Studierenden und Medizinern die Möglichkeit zu geben, praxisnah Fähigkeiten und Fertigkeiten trainieren zu können, ohne Patienten zu belasten oder teure und schwer verfügbare Trainingspräparate nutzen zu müssen. Weitere Vorteile dieser Trainingsmethoden sind die vielfältigen Möglichkeiten zur realitätsnahen 3D-Visualisierung der komplexen Anatomie und zur objektiven Evaluation durchgeführter virtueller Eingriffe. In der Praxis wird die Immersion von VR-gestützten Trainingssystemen oftmals durch den Einsatz haptischer Ein-/Ausgabegeräte und die Möglichkeiten zur stereoskopischen Darstellung realisiert (z.B. [LBL⁺07]).

Als besonders nützlich haben sich VR-basierte Trainingssysteme in den Anwendungen erwiesen, die eine spezielle Auge-Hand-Koordination erfordern oder die in Körperregionen mit einer sehr komplexen Anatomie durchgeführt werden (z.B. [GAPD08, RLMG09, Sch08, TNL⁺08]).

Virtual-Reality-Systeme werden daher inzwischen für das Training von verschiedensten Eingriffen in der Medizin entwickelt und teilweise auch kommerziell vermarktet. Viele Arbeiten konzentrieren sich auf den Bereich der endoskopischen Eingriffe [CEG⁺06, HSL⁺07, IMC⁺05, KaM00, MGK⁺02, MFS⁺08, MSH⁺02, ZDD⁺03] und der Chirurgie [KSY⁺06, OHS⁺08, SKRF⁺04, WBD⁺00, WSS⁺02, HSGP⁺04], für die es auch verschiedene kommerzielle Anbieter gibt (eine Übersicht bietet [BSHW07]).

Weiterhin werden Erweiterungen für VR-Trainingssysteme entwickelt, die in einer virtuellen Welt (wie bspw. „Second-Life“) einer Vielzahl von Benutzern die Möglichkeit zum gemeinsamen Training von klinischen Abläufen oder Notsituationen bieten [BHW07, Han08]. Ein guter Überblick über die verschiedenen Einsatzmöglichkeiten von VR-Systemen in der Medizin und die Voraussetzungen dieser Systeme wird in [MW07] gegeben.

Auch die Entwicklung von VR-Simulatoren für Punktionseingriffe wird von verschiedenen Gruppen weltweit vorangetrieben. Ein erstes Konzept für einen Lumbalpunktionssimulator wurde 1994 von Singh et al. vorgestellt [SBPW94]. Wesentlicher Bestandteil dieser Veröffentlichung war die Beschreibung einer speziellen Hardwarekomponente zur Simulation der Nadelkräfte. Weitere Arbeiten zur Simulation epiduraler Injektionen bzw. Lumbalpunktionen [DAS01, DKG06, GWK⁺00, HSS98,

Hol01, MAA⁺04] greifen auf kommerziell verfügbare haptische Ein-/Ausgabegeräte zurück. Die Simulation von weiteren Punktionseingriffen wird über Veröffentlichungen zum Thema Biopsien [FCV⁺07, LCG98, MZR⁺07, RKK⁺02, TDR08], Blutabnahmen [SSB06, SBST06, UTN⁺99] oder Injektionen [BRL07, CTW⁺06, LVCT08, UFRK09] aufgegriffen.

Insbesondere die Arbeiten von Dang et al. [DAS01], Gorman et al. [GKW⁺00], DiMaio et al. [DS02, DS05a, DS05b] und Forest et al. [FCV⁺07] sind aufgrund ihrer thematischen Nähe für diese Arbeit relevant. In [DAS01] und [GKW⁺00] ist die konkrete Umsetzung von Trainingssystemen für die Lumbal- bzw. Epiduralpunktion, die auch mit dem in dieser Arbeit entwickelten System trainiert werden kann, Gegenstand der Veröffentlichungen. DiMaio et al. beschäftigten sich mit der realistischen Simulation von Nadelverbiegungen und Gewebedeformationen während einer Punktion. Ein auf diesen Arbeiten basierendes deformierbares 2D-Nadelmodell [DGS06] wurde zur Echtzeit-Simulation des Nadelverhaltens auf 3D erweitert und in den Simulator integriert. In der Arbeit von Forest et al. [FCV⁺07] wird ein universelles Simulationsframework zur Simulation verschiedener Punktionseingriffe präsentiert. Die Autoren konzentrieren sich hierbei auf die Simulation von Ultraschallbildern für Ultraschall-gestützte Eingriffe. Die aufwändige Umsetzung realistischer Sonographie-Simulationen war im Zeitrahmen dieser Arbeit nicht möglich. Daher wird die Simulation Ultraschall-gestützter Punktionen vom entwickelten Trainingssystem bislang nicht unterstützt.

Der Nutzen des Einsatzes von VR-Trainingssystemen konnte in einer Reihe von Anwendungen nachgewiesen werden (siehe auch Abschnitt 9.1). So wird beispielsweise in [GAPD08] berichtet, dass Personen, die mit solchen Systemen trainiert hatten, besser auf laparoskopische Eingriffe vorbereitet waren als die durch Standardmethoden trainierten Personen. In [LHH05] konnte gezeigt werden, dass in der virtuellen Realität erlernte Fertigkeiten auf die physische Realität eines konventionellen laparoskopischen Video-Trainers übertragen werden können.

1.2 Wissenschaftlicher Beitrag durch diese Arbeit

In dieser Arbeit liegt der Fokus auf dem Training von Punktionen, welche zu den häufigsten Eingriffen in der klinischen Praxis gehören. Das Erlernen des gezielten Nadeleinstichs erfolgt üblicherweise nach einer theoretischen Vorbereitung durch mehrfaches Üben unter Anleitung an realen Patienten. Bei diesem Vorgehen kann der Patient durch schlechte Punktionsausführung erheblichen Risiken oder unnötigen Schmerzen ausgesetzt sein. Zudem ist ein Training am Patienten für die angehenden Mediziner nicht immer möglich.

Das in dieser Arbeit entwickelte VR-Framework für das Training von Punktions-eingriffen soll daher den Auszubildenden die Möglichkeit bieten gefahrlos virtuell Nadeleinstiche zu üben, um sich so auf die Ausführung am Patienten vorzubereiten. Es ist daher in Tabelle 1.1 zwischen den Kompetenzebenen *Theorie* und *Anwendung* anzusiedeln. Ein großer Vorteil eines solchen VR-Trainings besteht in der Möglichkeit Einblicke in die Anatomie der punktierten Region über unterschiedliche Visualisierungstechniken geben zu können und somit den Lerneffekt zu erhöhen. Zudem kann über automatische Bewertungsfunktionen die Leistung der Benutzer objektiv erfasst werden.

Die wesentlichen Fortschritte der vorliegenden Arbeit gegenüber den oben beschriebenen bisherigen Veröffentlichungen bestehen zum einen in der Entwicklung von Methoden zur Generierung von Drehmomenten für ein hochwertiges haptisches Kraft-rückkopplungsgerät mit sechs Freiheitsgraden, welches auf diese Weise auch Widerstandskräfte bei Nadelangulationen bzw. Rotationen haptisch simulieren kann. Bislang wurden hier Ein-/Ausgabegeräte mit drei Freiheitsgraden eingesetzt.

Zum anderen werden haptische Volumenrenderingmethoden eingesetzt, welche von Gewebeeigenschaften, die sich in den 3D-CT-Daten der Patienten wiederfinden profitieren können, indem sie haptisches Feedback auch an nicht-segmentierten Strukturen ermöglichen. Die bislang publizierten Trainingssysteme basieren im Gegensatz dazu allein auf haptischem Oberflächenrendering der relevanten Strukturen. Eine grafische Integration von Patientenbilddaten findet zumeist nicht statt.

Es wurden zudem verschiedene Visualisierungsmethoden entwickelt, die einen Einblick in die Anatomie der punktierten Region bieten und so den Lerneffekt verstärken können. Hierbei dienen 3D-Bilddaten von Patienten, als Grundlage zur oberflächenbasierten 3D-Visualisierung der virtuellen Punktion und als Basis für synchronisierte 2D-Darstellungen.

Neben einer realistischen Simulation des Punktionseingriffs ist auch die didaktische Aufbereitung des Trainings für den Lernfortschritt entscheidend. In der vorliegenden Arbeit werden daher neue Ansätze zur automatischen objektiven Bewertung virtueller Punktionen dargestellt, die auch zur Generierung von Verbesserungsvorschlägen genutzt werden können.

Ein wesentlicher Bestandteil dieser Arbeit ist weiterhin die ausführliche Evaluation des Punktions-simulationssystems in einer Benutzerstudie. Eine ähnlich aufwändige Untersuchung des Lerneffektes über die Aufteilung der Teilnehmer in zwei unterschiedlich trainierte Gruppen wurde bislang lediglich für ein puppenbasiertes Trainingssystem für Nierenpunktionen von Knudsen et al. durchgeführt [KMC⁺06]. Während die von Knudsen zur Evaluation eingesetzten Methoden mit denen dieser Arbeit vergleichbar sind, unterscheidet sich das untersuchte System jedoch stark von dem hier entwickelten Simulationsframework. Die Ergebnisse der Studie in der

vorliegenden Arbeit zeigen eine hohe Zustimmung zur Simulation von Punktions-
eingriffen. Ebenfalls konnte in dieser Arbeit ein Lerneffekt nachgewiesen werden.

1.3 Überblick

Die Arbeit ist folgendermaßen gegliedert:

Im anschließenden zweiten Kapitel wird zunächst der allgemeine medizinische Hinter-
grund zu Punktionseingriffen erläutert und es wird kurz auf die Punktions-
eingriffe eingegangen, die mit dem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Simulati-
onsframework trainiert werden können. Weiterhin werden die allgemein üblichen
Trainingsmethoden für Punktions beschrieben. Die Darstellung der Grundlagen
der virtuellen Realität ist ebenfalls Thema von Kapitel 2.

In Kapitel 3 wird erläutert, wie die für die Simulation erforderlichen Bild- und Ober-
flächendaten durch den Einsatz von Bildverarbeitungsmethoden wie z.B. Werkzeugen
zur semiautomatischen Segmentierung, Filteralgorithmen und dem Marching-
Cubes-Algorithmus erzeugt werden.

In Kapitel 4 wird dargestellt, welche Algorithmen und Methoden entwickelt wur-
den, um eine realistische Simulation von Nadelkräften zu ermöglichen. Das für die
Simulation eingesetzte proxy-basierte haptische Volumenrenderingverfahren wurde
zur Simulation von Nadelkräften für ein festes und ein deformierbares Nadelmodell
adaptiert. Es unterstützt durch zusätzliche Erweiterungen die Kombination von In-
formationen aus segmentierten Bilddaten und 3D-CT-Daten. Die Performance der
unterschiedlichen Nadelmodelle wird am Ende des Kapitels evaluiert.

Die Entwicklung unterschiedlicher Visualisierungstechniken zur Darstellung virtuel-
ler Punktions wird in Kapitel 5 beschrieben. Neben der dreidimensionalen Visuali-
sierung durch ein Oberflächenrendering wird hier auch die Erstellung unterschiedlicher
Ansichten der, dem Simulationsprozess zugrunde liegenden, 3D-Bilddaten und
die Simulation von Röntgenbildern erläutert. Das Kapitel schließt mit der Evalua-
tion und Diskussion der grafischen Performance ab.

Die Darstellung der Methoden zur automatischen Bewertung virtueller Punktions
und zur Generierung von Verbesserungsvorschlägen ist der Inhalt von Kapitel 6.
Die Bewertung erfolgt hierbei zum einen auf, von Experten definierten optimalen
Punktionspfaden, zum anderen auf den punktionspezifischen Ziel- und Risikostruk-
turen.

In Kapitel 7 wird der Aufbau des in dieser Arbeit entwickelten VR-Trainingssystems
beschrieben. Dazu wird zunächst auf die verwendete Hardware eingegangen. An-
schließend erfolgt eine Beschreibung der grafischen Benutzeroberfläche, die entspre-
chend der Benutzererfahrungen (Experten, Fortgeschrittene, Anfänger) automatisch

angepasst wird. Weiterhin werden alle für die Simulation relevanten Eingabedaten und -parameter beschrieben. Am Ende des Kapitels steht die Erläuterung der, der Applikation zugrunde liegenden Softwarearchitektur und des Threadkonzepts.

Die Punktionseingriffe, die bislang mit den in den Kapitel 4 bis 6 erläuterten Algorithmen und Methoden simuliert werden können werden detailliert im anschließenden Kapitel 8 dargestellt. Hierbei werden die für die Simulation relevanten Eigenheiten der unterschiedlichen Eingriffe herausgestellt. Zudem erfolgt eine Präsentation der für die unterschiedlichen Anwendungen erstellten virtuellen Patienten und eines Testdatensatzes, welcher für Evaluations- und Testzwecke erzeugt wurde.

Der Ablauf und die Ergebnisse einer Benutzerstudie mit 56 Teilnehmern werden in Kap. 9 vorgestellt. Die Studienergebnisse teilen sich hierbei in die Auswertung eines, von den Benutzern ausgefüllten, Fragebogens über den Punktionssimulator und eine objektive Beurteilung der durch den Simulator erzielbaren Lerneffekte auf.

Im letzten Kapitel erfolgt eine Zusammenfassung der entwickelten Verfahren und der gewonnenen Ergebnisse. Weiterhin wird die Einsatzfähigkeit des Gesamtsystems in der klinischen Praxis diskutiert. Das Kapitel schließt mit einem Ausblick auf die weiteren Entwicklungsmöglichkeiten des Simulators.

Kapitel 2

Grundlagen

Um die in den nachfolgenden Kapiteln beschriebenen Verfahren, Algorithmen und Methoden zu motivieren, wird in diesem Kapitel zunächst der medizinische Hintergrund von Punktionseingriffen in der Medizin erläutert (Abschnitt 2.1). Hier wird ebenfalls beschrieben, welche Methoden für das Training von Punktionen in der Medizin üblich sind.

Die virtuelle und die erweiterte Realität sind die konsequente Weiterführung der Mensch-Maschine Schnittstelle bei der Verarbeitung dreidimensionaler Szenen. Sie erweitern die üblichen Ein- und Ausgabemöglichkeiten um intuitive, haptische und dreidimensionale Komponenten. Das Hauptziel ist hierbei, dem Anwender die Illusion zu vermitteln, in einer alternativen Realität integriert zu sein und dort frei mit den vorhandenen Objekten interagieren zu können. Das Virtual-Reality-System reagiert in Echtzeit auf die Eingaben des Benutzers und errechnet die daraus entstehenden Veränderungen der Ausgabe an selbigen, der dann wiederum auf die neuen Eindrücke reagiert. In den Abschnitten 2.2 und 2.3 werden die Grundlagen der virtuellen Realität beschrieben.

2.1 Medizinischer Hintergrund

Als Punktionen (Lat.: punctum, „Stich“) werden in der Medizin alle Eingriffe bezeichnet, bei denen eine Nadel gezielt gesetzt, das heißt in den menschlichen Körper eingebracht wird. Wenn dabei menschliches Gewebe (Biopsie) oder eine Flüssigkeit entnommen wird, so heißt diese Punktat (z.B. Blut, Liquor, Synovia, Harn, Knochenmark, Gasansammlungen, etc.).

Allgemein werden Punktionen zur Injektion (bspw. von Medikamenten) oder zur Entnahme eingesetzt. Beispielsweise werden bei der Lumbalpunktion oder der Aszi-

tespunktion Körperflüssigkeiten (Liquor, Bauchwasser) über eine dünne Hohnadel abgelassen. Im Gegensatz dazu werden bspw. bei der Akupunktur geschlossene Nadeln verwendet.

Die Komplexität, das heißt der Aufwand und die Schwierigkeit einer Punktion hängt stark von dem zu punktierenden Organ bzw. der zu punktierenden Struktur ab. Während beispielsweise oberflächliche Blutgefäße oder Haut relativ leicht zu punktieren sind, gestalten sich Punktionen tiefer liegender innerer Organe (bspw. Leber oder Nieren) aufgrund möglicher Verletzungen der Organe schwieriger (z.B. perkutane transhepatische Cholangiodrainage). Sie werden daher oft unter Kontrolle bildgebender Verfahren (Sonographie, Röntgen, CT, usw.) vorgenommen.

Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die Punktionseingriffe geboten, die mit dem entwickelten VR-Simulationssystem bislang trainiert werden können.

Lumbalpunktion Die Lumbalpunktion wird vorwiegend zur Entnahme von Liquor („Nervenwasser“) durchgeführt. Hierbei wird eine dünne Hohnadel zwischen den Dornfortsätzen der Lendenwirbelsäule hindurch in den Spinalkanal eingeführt. Da hierbei Bandstrukturen (bspw. das Ligamentum flavum) durchstoßen werden, können während der Einführung der Nadel unterschiedliche Widerstände gespürt werden. Das abrupte Nachlassen des Widerstandes signalisiert dem erfahrenen Mediziner, dass die Nadelspitze den Spinalkanal erreicht hat und Liquor entnommen werden kann.

Aszitespunktion Bei Aszites handelt es sich um Ansammlungen freier Flüssigkeit im Bauchraum des Patienten, die meist als Begleiterscheinung maligner oder benigner Primärerkrankungen auftritt und den Patienten je nach Größe der Ansammlung schwer belasten kann. Ein Ablassen der Flüssigkeit erfolgt durch Einbringen einer Kanüle in den Bauchraum. Hierbei ist es wichtig; die Gefäße des Bauchraums und den Darm nicht zu verletzen.

Perkutane transhepatische Cholangiodrainage Bei der perkutanen transhepatischen Cholangiodrainage handelt es sich um eine anspruchsvolle röntgengestützte Punktion, die meist von erfahrenen Radiologen durchgeführt wird. Ziel dieses Eingriffs ist das Ablassen von Galle, die sich in den aufgestauten Gallengängen der Leber befindet. Das zielgenaue Erreichen der Gallengänge stellt eine besondere Herausforderung für den Arzt dar, weil diese im Röntgenbild nicht direkt sichtbar sind. Nur durch die stetige Injektion von Kontrastmittel über die Nadel kann das Erreichen der Gallengänge im Röntgenbild zuverlässig dargestellt werden.

2.1.1 Herkömmliches Training von Punktionseingriffen

Das Training der Punktionseingriffe, für die der, in dieser Arbeit beschriebene, Virtual-Reality-Punktionssimulator entwickelt wurde und die in den Abschnitten 8.1.1 bis 8.3.1 detailliert dargestellt werden, erfolgte bisher üblicherweise über die Anleitung der auszubildenden Mediziner durch erfahrene Kollegen direkt am Patienten. Hierbei zeigt der Ausbilder, wie der Eingriff durchgeführt wird und weist dann den Auszubildenden auf Fehler bei der Durchführung und mögliche Verbesserungsmöglichkeiten hin.

Obwohl auf diese Weise eine Vielzahl von Ärzten ausgebildet wurde, weist diese Methode Nachteile auf, die den Patienten und den Auszubildenden betreffen. Der Patient an dem trainiert wird muss mögliche Konsequenzen bei falsch durchgeführten Punktionen ertragen, die von unnötigem Schmerz über Gewebeverletzungen bis hin zu ernsthaften Komplikationen reichen können. Der Auszubildende wird durch die Möglichkeit den Patienten zu verletzen zusätzlich gestresst, was das Risiko für Fehlpunktionen weiter erhöhen kann. Eine entspannte Lernatmosphäre ist unter diesen Umständen nur schwer aufrecht zu erhalten. Ein weiterer Nachteil dieser Methode ist die Abhängigkeit von freiwilligen Patienten, bei denen die entsprechende Punktion durchgeführt werden muss. Während Lumbal- und Aszitespunktionen relativ häufig im klinischen Alltag anzuwenden sind, kann es für angehende Radiologen unter Umständen sehr lange dauern, bis sich eine Möglichkeit ergibt die PTCD-Fertigkeiten zu verbessern.

Beispielsweise für die Lumbalpunktion wurden Trainingspuppen (Abb. 2.1) entwickelt, die die Anatomie des Lumbalbereichs nachbilden und über das Einführen einer Nadel in das Material ein Training des Eingriffs ermöglichen. Der Aufbau einer solchen Trainingspuppe erlaubt kaum Einblick in die Anatomie der punktierten Region. Zudem sind derartige Trainingsgeräte auf eine bestimmte Anatomie festgelegt. Daher können physiologische und pathologische Variationen, die im klinischen Alltag auftreten, nicht trainiert werden. Weiterhin gibt es bei diesen Systemen bislang keine Möglichkeiten, den Punktionsvorgang bewerten zu lassen, um so Hinweise auf Verbesserungsmöglichkeiten zu erhalten.

2.2 Visualisierung in VR-Systemen

Die 3D-Visualisierung ist ein Schlüsselfaktor für die Qualität eines VR-Systems, da der Mensch seine Umwelt dreidimensional wahrnimmt. Hierbei ist ein Tiefeneindruck, der nur auf sekundären Faktoren wie Schattierung oder Verdeckung beruht nicht ausreichend, um einen immersiven Tiefeneindruck zu vermitteln. Aus diesem



Abbildung 2.1: Trainingsgerät für die Lumbalpunktion [Lum09].

Grund werden in modernen VR-Systemen stereoskopische Displays eingesetzt, die auf dem primären Tiefenwahrnehmungsfaktor der Stereopsie basieren.

Zu diesem Zweck müssen beiden Augen unterschiedliche Bilder präsentiert werden. Dies kann durch parallel-binokulare Stereo-Displays oder Displays mit Multiplexing erreicht werden, die im Folgenden beschrieben werden.

2.2.1 Stereoskopische Displays

Bei parallel-binokularen Stereo-Displays werden den Augen die Stereoteilbilder zeitgleich über zwei getrennte Bildquellen zugeführt. Wichtigste Vertreter dieser Klasse sind die so genannten Head-Mounted-Displays (HMDs), bei denen der Benutzer einen Datenhelm oder eine speziell entwickelte Brille aufsetzt, in die zwei LC-Displays eingelassen sind.

Displays mit Multiplexing besitzen hingegen nur eine Bildquelle. Die beiden Teilbilder werden wechselseitig oder ineinander verschachtelt für das linke oder das rechte Auge angezeigt. Dabei muss gewährleistet sein, dass die Augen nur das für sie bestimmte Teilbild sehen.

Beim Zeit-Multiplexing werden die Teilbilder zeitlich alternierend dargeboten und durch Shutter-Brillen betrachtet, die, synchronisiert mit der Alternierungsfrequenz, die Augen wechselseitig abdunkeln.

Beim Frequenz-Multiplexing dienen räumlich überlagerte Stereoteilbilder in unterschiedlichen Primärfarben dazu den Augen über eine passive Brille (z.B. Rot-Grün Brille) getrennte Bilder zuzuführen. Hierdurch sind jedoch keine Vollfarbdarstellungen möglich.

Beim Polarisations-Multiplexing werden polarisationsverschachtelte Stereoteilbilder räumlich überlagert und mittels eines Paares aufeinander abgestimmter Videoprojektoren mit vorgelagerten Polarisationsfiltern auf eine Fläche projiziert oder mit Hilfe eines vor dem Monitor angebrachten alternierenden Polarisationsfilters vor auf dem Monitor erzeugt. Über eine passive Brille mit entsprechenden Polarisationsgläsern werden die überlagerten Bilder für die Augen wieder getrennt.

Das Orts-Multiplexing nutzt den unterschiedlichen Blickwinkel beider Augen aus. Die Pixel des jeweiligen Teilbildes sind auf einem Monitor nur aus einem bestimmten Blickwinkel sichtbar. Hält der Benutzer eine Position vor dem Monitor ein, so sehen die Augen die unterschiedlichen Bildpunkte des Monitors und somit unterschiedliche Teilbilder.

2.3 Haptik

Der Begriff Haptik ist definiert als „Gesamtheit der Tastwahrnehmungen“ [Gru08]. Für das Ertasten der Umwelt benötigt der Mensch taktile und kinästhetische Sensoren. Letztere befinden sich in den Gelenken und geben Aufschluss über Muskelanspannung und Winkelstellungen der Gelenke. Indirekt dienen sie so der Positionsbestimmung. Die taktilen Sensoren befinden sich in der Haut. Sie nehmen Temperatur, Druck, Vibration und Schmerz wahr [Gru08]. Mit Hilfe von haptischen Simulationen können virtuelle Realitäten ertastbar gemacht werden und verbessern somit die Mensch-Computer-Interaktion. Auf der Hardwareseite, an der Schnittstelle zum Menschen, werden haptische Ein-/Ausgabegeräte zur Interaktion mit virtuellen Objekten genutzt (Abschnitt 2.3.1). Sie dienen zum einen der Übertragung der berechneten Kräfte auf den Benutzer und zum anderen der Übertragung von Bewegungen des Menschen auf das VR-System.

Softwareseitig wird das Erfühlen von Objekten durch die Berechnung von Widerstandskräften (haptisches Rendering), die an den Benutzer weitergegeben werden, ermöglicht (Abschnitt 2.3.2).

2.3.1 Haptische Ein-/Ausgabegeräte

Es gibt verschiedene haptische Ein-/Ausgabegeräte, die dem Benutzer eine Kraftrückkopplung vermitteln können. Diese Geräte sind ein wichtiger Teil der Schnitt-

stelle zwischen dem Menschen und der virtuellen Realität und erlauben das intuitive „Begreifen“ und manipulieren von Objekten der VR. Wichtige Merkmale haptischer Geräte sind Anzahl der Freiheitsgrade für Ein-/ und Ausgabe, Größe des Arbeitsbereiches, Auflösung und maximale Kraftausgabe. Zudem wird zwischen werkzeuggesteuerten Geräten und Exoskeletten unterschieden, die aufgrund ihrer Bauart unterschiedliche Schnittstellen zwischen dem Menschen und der virtuellen Realität definieren.

2.3.2 Haptisches Rendering

Die Kraftberechnung fußt auf den, dem VR-System zugrunde liegenden Daten und ist abhängig von der Position und den Bewegungen des Benutzers oder seines Werkzeuges. Je nach Art der vorliegenden Daten wird zwischen oberflächenbasiertem haptischem Rendering und haptischem Volumenrendering unterschieden. Weitere Datenformate sind beispielsweise Vektorfelder, die der Benutzer direkt erfühlen kann.

Da in dieser Arbeit werkzeuggesteuerte haptische Ein-/Ausgabegeräte zum Einsatz kommen, werden in diesem Abschnitt Algorithmen vorgestellt, die einem Punkt-kontaktmodell entsprechen. Die Erweiterung dieser Ansätze auf eine Vielzahl von Kontaktpunkten, wie sie in Kapitel 4 dargestellt wird, ist nur durch die zur Verfügung stehende Rechenkapazität beschränkt.

2.3.2.1 Proxy-basiertes haptisches Oberflächenrendering

Für das haptische Oberflächenrendering wird eine mathematische Beschreibung der Grenzen der VR-Objekte benötigt, die z.B. durch die Angabe impliziter Funktionen oder die Angabe eines Gitternetzes von Punkten der Oberfläche gegeben sein kann. Eine Kraft \vec{f} wird ausgeübt, wenn die aktuelle Position der haptischen Gerätespitze \vec{x}_{tip} die Oberfläche zu durchdringen versucht.

Ein Ansatz zur Berechnung dieser Kraft, ist das proxy-basierte haptische Rendering. Bei diesem Ansatz ist die Spitze des haptischen Gerätes \vec{x}_{tip} virtuell über eine Feder mit einem Proxy \vec{x}_P (engl.: „Stellvertreter“) verbunden. Nur der Proxy \vec{x}_P wird durch die Oberflächen der Szene an seiner Bewegung gehindert und überträgt diese Kraft mittels der Feder (mit Federkonstante k) auf das haptische Gerät (Abb. 2.2).

$$\vec{f} = -k(\vec{x}_{tip} - \vec{x}_P) \quad (2.1)$$

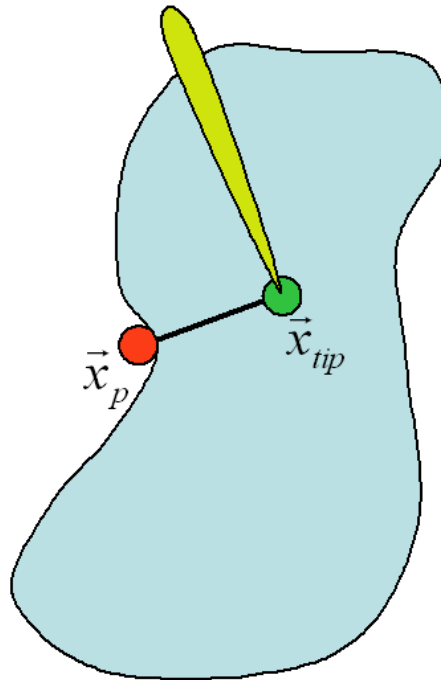


Abbildung 2.2: Proxy-basiertes haptisches Rendering: Das Gerät ist über eine Feder mit einem virtuellen Proxy verbunden.

Der Proxy dient bei diesem Ansatz dazu, den Pfadverlauf des Gerätes zu speichern, so dass es zu jedem Zeitpunkt der Simulation möglich ist, die Oberfläche zu bestimmen, mit der der Benutzer gerade interagiert. Außerdem kann der Proxy verwendet werden, um einen Trägheitseffekt zu simulieren. Dabei wirkt die Feder, die Proxy und Gerät verbindet, zusätzlich als Dämpfer, der ein zu schnelles Annähern des Proxys an das Gerät verhindert. Auf diese Weise werden Vibrationsartefakte vermieden.

2.3.2.2 Proxy-basiertes haptisches Volumenrendering

Das proxy-basierte haptische Volumenrendering [LYG02] verfolgt einen anderen Ansatz, in dem keine vorherige Segmentierung notwendig ist. Die virtuellen Oberflächen werden bei dieser Methode durch den lokalen Bildgradienten $\vec{\nabla}I$ über einem 3D-Bild $I : \mathbf{R}^3 \rightarrow \mathbf{R}$ definiert (Abb. 2.3).

Die Kraft \vec{f} zwischen virtuellem Proxy \vec{x}_P und Gerätespitze \vec{x}_{tip} wird mit Hilfe des

Bildgradienten $\vec{\nabla}I$ in zwei orthogonale Anteile

$$f_n = \vec{f} \cdot \hat{N} \text{ und} \quad (2.2)$$

$$f_t = \vec{f} \cdot \hat{T} \quad (2.3)$$

aufgeteilt. Hierbei sind

$$\hat{N} = \frac{\vec{\nabla}I(\vec{x}_P)}{|\vec{\nabla}I(\vec{x}_P)|} \text{ und} \quad (2.4)$$

$$\hat{T} = \frac{\vec{d} - \hat{N}(\vec{d} \cdot \hat{N})}{|\vec{d} - \hat{N}(\vec{d} \cdot \hat{N})|} \quad (2.5)$$

bei nicht verschwindenden Nennern. Sonst $\hat{N} = 0$ bzw. $\hat{T} = 0$. Hierbei bezeichnet \vec{d} den Distanzvektor zwischen Gerätespitze \vec{x}_{tip} und Proxy \vec{x}_P . Mit Hilfe dieser Aufteilung wird nun in jedem Zeitschritt des Algorithmus (ca. 1000Hz) die neue Position des Proxys zur Simulation unterschiedlicher Krafteffekte neu berechnet (Abb. 2.3):

Widerstand:

$$\vec{x}_P^W = \begin{cases} \vec{x}_P + \hat{N}(\vec{d} \cdot \hat{N} - T_N/k) & \text{falls } T_N < k(\vec{d} \cdot \hat{N}) \\ \vec{x}_P & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.6)$$

Oberflächenreibung:

$$\vec{x}_P^R = \begin{cases} \vec{x}_P + \hat{T}(\vec{d} \cdot \hat{T} - T_T/k) & \text{falls } T_T < k(\vec{d} \cdot \hat{T}) \\ \vec{x}_P & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.7)$$

Viskosität:

$$\vec{x}_P^V = \begin{cases} \vec{x}_P + \frac{R(\vec{x}_{tip} - \vec{x}_P)}{k|\vec{x}_{tip} - \vec{x}_P|} & \text{falls } R/k < |\vec{x}_{tip} - \vec{x}_P| \\ \vec{x}_P & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.8)$$

Die Parameter T_N , T_T und R bestimmen zusammen mit der Federkonstanten k die haptischen Eigenschaften der virtuellen Objekte und können auch als Transferfunktionen abhängig vom lokalen Grauwert bzw. vom lokalen Gradienten an der Position \vec{x}_P sein.

Im ersten Schritt des Algorithmus wird zunächst die Widerstandskraft der Oberfläche berechnet, die der Benutzer bei der Ausübung von Druck auf eine Oberfläche erfährt. Der Proxy wird nur in Richtung der Oberflächennormalen bewegt, wenn die Kraft einen bestimmten Schwellwert überschreitet. Falls dies nicht der Fall ist, wird im zweiten Schritt die Oberflächenreibung, die Objekte glatt/rutschig bzw. rau/klebrig erscheinen lässt, berechnet. Dies wird durch die Bewegung oder Nicht-Bewegung des Proxys tangential zur Oberfläche erreicht. Im letzten Schritt

wird Viskosität durch die Verzögerung des Proxys simuliert, falls der Gradient zu schwach ist.

In medizinischen Bilddaten werden zu diesem Zweck Schwellenwerte für den Gradientenbetrag definiert, um nicht auch an Gradienten, die durch Rauschen entstanden sind haptisches Feedback zu erzeugen.

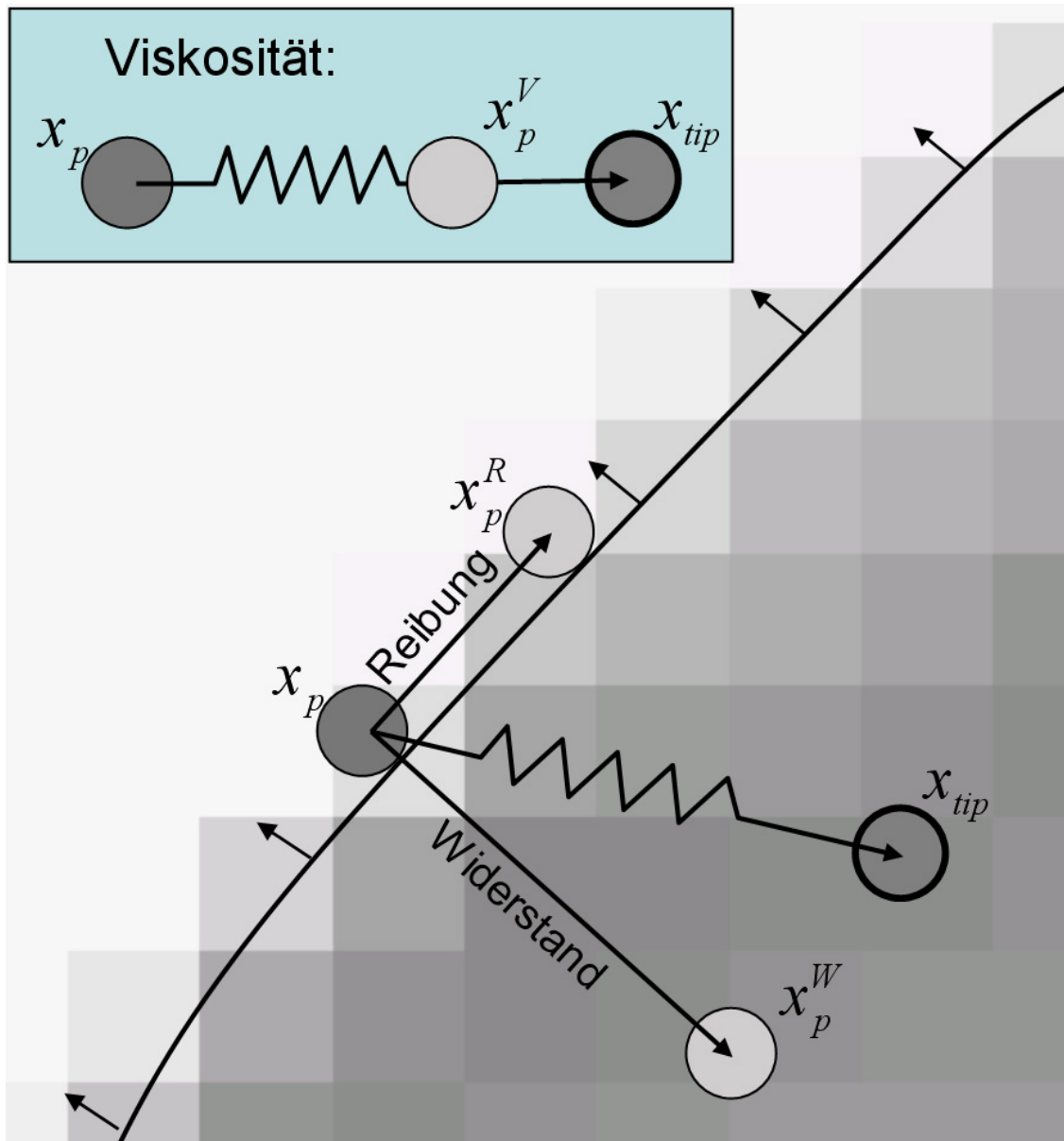


Abbildung 2.3: Proxy-basiertes haptisches Volumenrendering: Der Proxy wird orthogonal oder tangential zum Bildgradienten bewegt um Widerstandskraft bzw. Reibung zu simulieren. Viskosität wird innerhalb homogener Bereiche abhängig vom Grauwert simuliert.

Kapitel 3

Erstellung virtueller Patienten für Punktionssimulationen

Geeignete, grafisch möglichst realistisch wirkende virtuelle Patienten bilden die Basis jeder Virtual-Reality-gestützten Simulation für das Training von medizinischen Eingriffen. Die Erstellung solcher Daten kann beispielsweise durch 3D-Modellierung der benötigten Strukturen mit einer geeigneten Software erfolgen [BHW07]. Hierbei können 3D-Bilddaten realer Patienten als Vorgabe für die Modellierung dienen (bspw. [GKW⁺00, DKG06]). In anderen Arbeiten werden 3D-Organmodelle durch Segmentierung aus realen Patientendaten erstellt (z.B. [FCV⁺07]).

Die Simulation von Punktionseingriffen soll in dieser Arbeit direkt auf 3D-Bilddaten realer Patienten und der Visible Human [SW98] und Visible Korean Human [PCH⁺05] Datensätze basieren. Das heißt, dass die in den Abschnitten 3.1 und 3.2 beschriebenen Original-Bilddaten in den grafischen und haptischen Renderingprozess eingebunden werden (siehe Kapitel 4).

Zur haptischen und grafischen Verdeutlichung der punktionsrelevanten Strukturen werden diese Daten zusätzlich durch Segmentierung (Abschnitt 3.3) und durch Erstellung von 3D-Oberflächenmodellen (Abschnitt 3.4) aufbereitet. Abbildung 3.1 zeigt eine Übersicht der Vorverarbeitung von den, in dieser Arbeit verwendeten Bilddaten. Die während der Vorverarbeitung erforderlichen Schritte zur Segmentierung, Filterung und Erstellung von Oberflächenmodellen, werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert. Die blau hinterlegten Strukturen dienen als Eingabedaten für das Simulationsframework. Die Verwendung dieser Daten für das haptische und grafische Rendering und die automatische Bewertung von Punktionseingriffen wird in den Kapiteln 4 bis 6 erläutert. In Kapitel 8 werden beispielhaft virtuelle Patienten für verschiedene Anwendungen präsentiert.

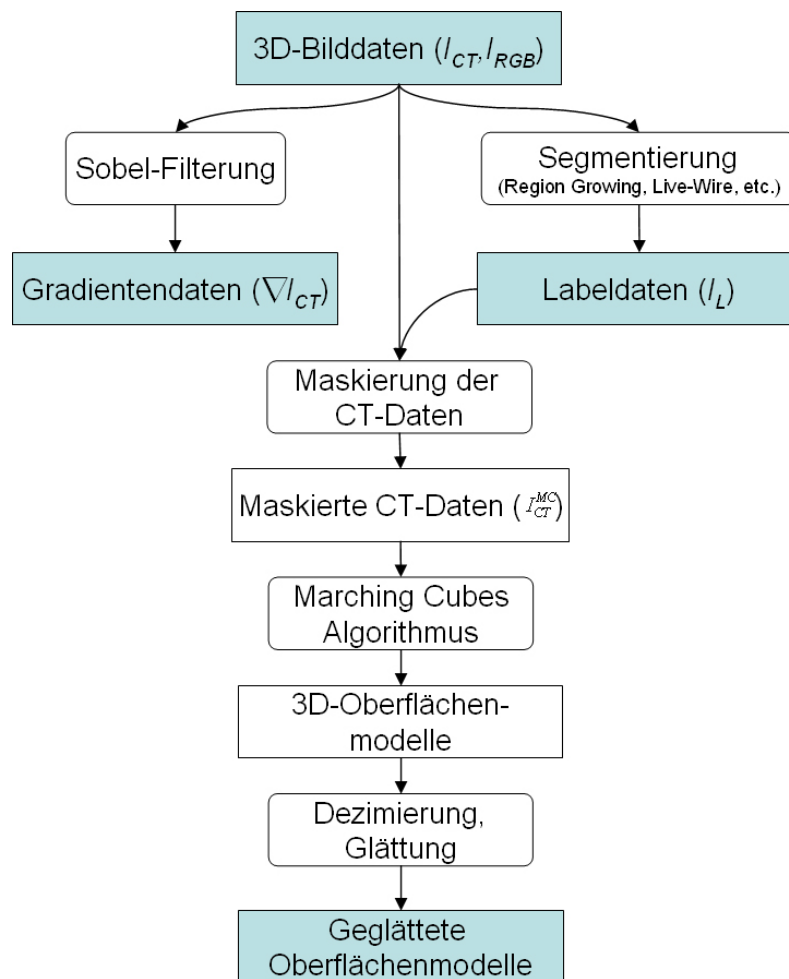


Abbildung 3.1: Verarbeitung der Bilddaten zur Erstellung virtueller Patienten. Die blau hinterlegten Daten dienen als Eingabedaten für das Simulationsframework.

3.1 3D-CT-Bilddaten

Die 3D-CT-Daten der virtuellen Patienten dienen zum einen als Grundlage für die Segmentierung punktionsrelevanter Organe und Strukturen, zum anderen werden, wie im Abschnitt 4.1 beschrieben, Informationen aus den originären CT-Daten zur Berechnung von Nadelkräften herangezogen und die originären CT-Schichtbilder in 2D-Ansichten zur Verdeutlichung des Punktionsvorgangs visualisiert (Abschnitte 5.2 und 5.3).

In Kapitel 8 werden die Eigenschaften der CT-Daten der im Rahmen dieser Arbeit entstandenen und verwendeten virtuellen Patienten im Einzelnen besprochen.

Im Folgenden werden die CT-Daten mit I_{CT} , und der Grauwert an der Stelle \vec{x}

mit $I_{CT}(\vec{x})$ bezeichnet. Der Gradient dieser Bilddaten wird mit ∇I_{CT} , respektive $\nabla I_{CT}(\vec{x})$ bezeichnet.

Diskret wird der Gradient ∇I_{CT} als Vorverarbeitungsschritt durch diskrete Faltung von I_{CT} mit der Filtermaske des Sobelfilters [Han09] berechnet, um die während der Simulation benötigten Gradientenwerte nicht erst zur Laufzeit berechnen zu müssen. Abbildung 3.2 zeigt die Schicht eines CT-Datensatzes und den dazugehörigen Betrag des Gradienten.

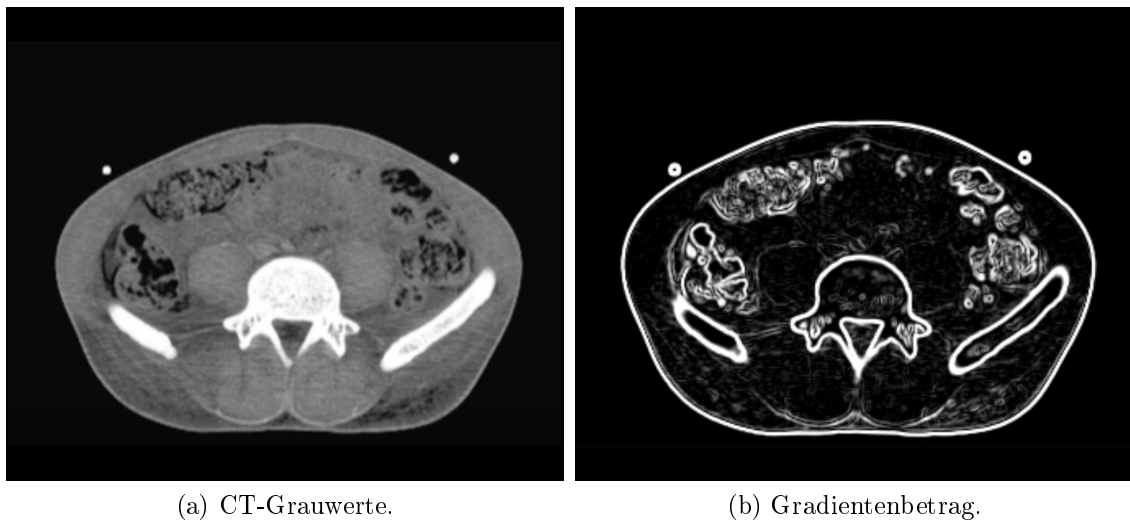


Abbildung 3.2: Schicht eines CT-Datensatzes mit dazugehörigem Gradientenbetrag.

3.2 RGB-Cryotom Schichtbilder

Die Datensätze des Visible Human Male [SW98] und des Visible Korean Human [PCH⁺05] bestehen aus dreidimensionalen RGB-Cryotom-Bilddaten. Die für diese Bilddaten verwendeten voluntären Personen wurden posthum in einer Lösung eingefroren. Von dem so entstandenen Block wurden dann sukzessive dünne Schichten im Submillimeterbereich abgehobelt, wobei von dem verbleibenden Block Digitalfotografien in hoher Auflösung angefertigt wurden. Diese Fotografien ergeben durch Aneinanderreihung einen dreidimensionalen Datensatz.

Die 3D-RGB-Daten werden im Folgenden mit I_{RGB} bezeichnet. Sie werden zur Segmentierung der punktionsrelevanten Organe bei den Visible Human Datensätzen verwendet und für die Visualisierung eingesetzt. Abbildung 3.3 zeigt eine Schicht der Visible Korean Human RGB-Daten.

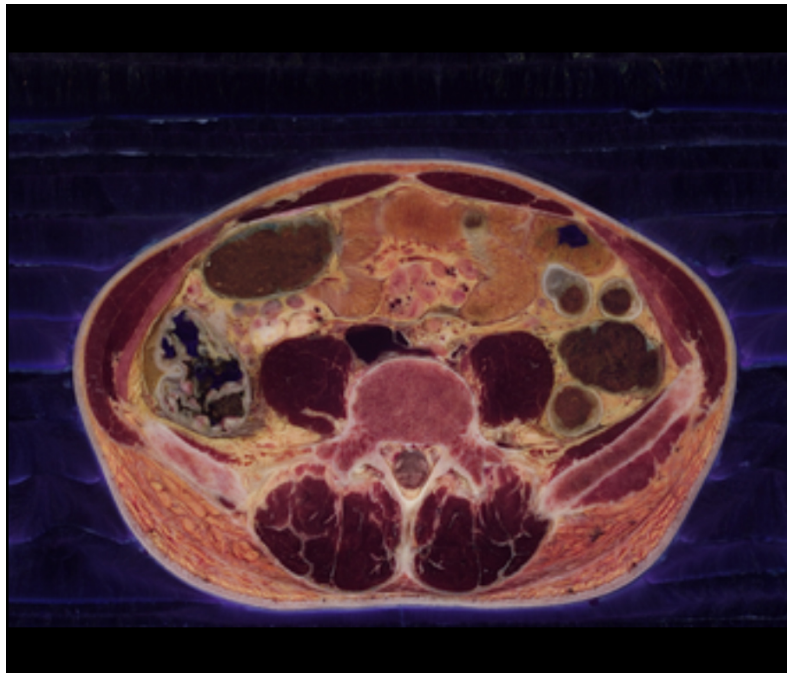


Abbildung 3.3: Schicht der 3D-RGB-Cryotomdaten des Visible Korean Human [PCH⁺05].

3.3 Segmentierungen

Die Segmentierung der Patienten- und Visible Human Daten erfolgt semiautomatisch durch Doktoranden der Medizin. Hierbei werden verschiedene Verfahren der medizinischen Bildverarbeitung eingesetzt.

Die CT-Daten werden hierbei in einem Vorverarbeitungsschritt geglättet (Gauß-Glättung, siehe [Han09]). Mit Hilfe semiautomatischer Segmentierungsverfahren wie dem Volume-Growing (siehe [Han09]) oder dem Live-Wire-Verfahren [BM97] und erweiterten Varianten des Live-Wire-Verfahrens [FEH07, FEH05, SFEH09], sowie interaktiver Nachbearbeitung durch die medizinischen Doktoranden und Nachverarbeitungsfiltern wie Erosion und Dilation werden die punktionsrelevanten Strukturen in den CT-Daten respektive den RGB-Cryotom-Daten abgegrenzt und gespeichert. Die Interaktions- bzw. Bearbeitungszeit zur Erstellung eines virtuellen Patienten, hängt hierbei stark von der gewünschten Segmentationsgüte und der Anzahl der zu segmentierenden Organe ab und dauerte im Mittel ungefähr eine Arbeitswoche [Sch09].

Ergebnis der Segmentierung ist ein Labeldatensatz I_L , in dem die Voxel der punktionsrelevanten Organe durch Identifikationsnummern gekennzeichnet sind (Abb.

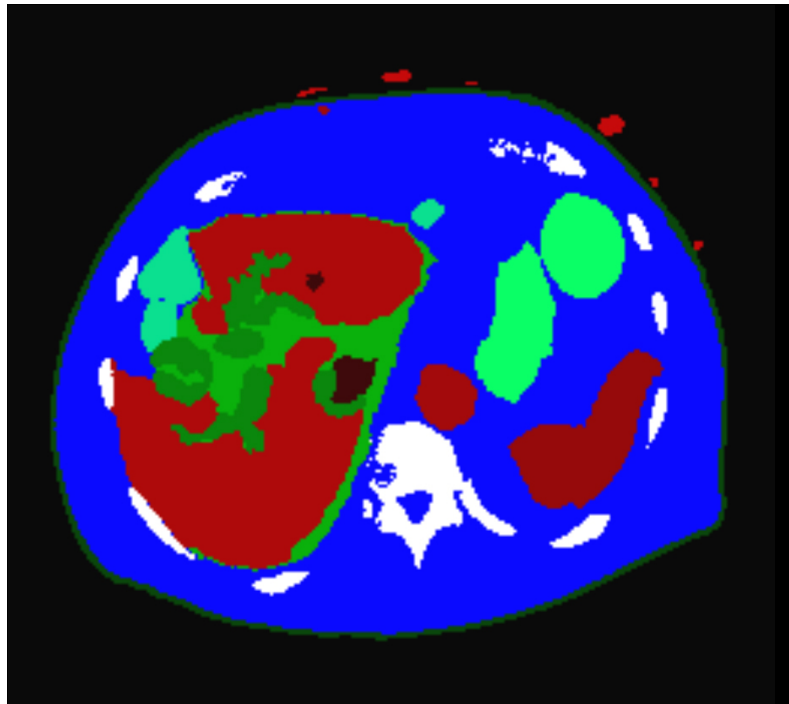


Abbildung 3.4: Schicht der Labeldaten für eine virtuelle Aszitespunktion. Die anatomischen Strukturen werden durch unterschiedliche Farben dargestellt (z.B. Weiß: Knochen, Schwarz: Hintergrund, Rottöne: Leber, Milz, Gefäße, Blau: Unspezifiziertes Körperinnere).

3.4).

Diese Daten werden einerseits während des Punktionsvorgangs zur Berechnung der Nadelkräfte (Abschnitt 4.1), zur Textanzeige des aktuellen Ortes der Nadelspitze (Abschnitt 5.5) und zur Bewertung des Punktioneingriffs (Kapitel 6) verwendet, andererseits werden die Labeldaten zur Erstellung der für die dreidimensionale Visualisierung benötigten Oberflächenmodelle verwendet. Dies wird im folgenden Abschnitt näher erläutert.

Zusammenfassend zeigt Abbildung 3.5 Schichtfolgen der originären und durch Gradientenberechnung und Segmentierung erzeugten 3D-Bilddaten des Visible Korean Human.

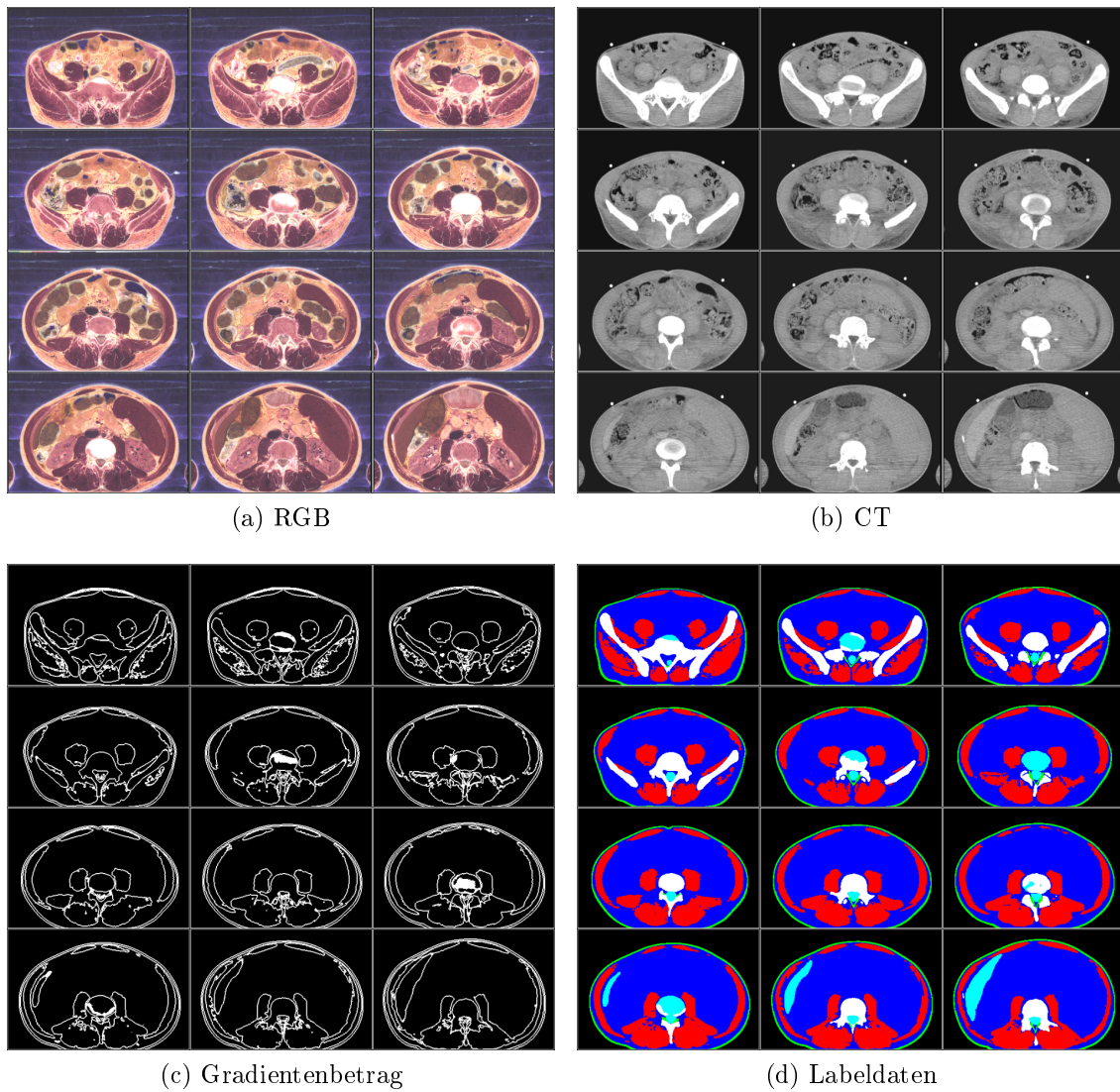


Abbildung 3.5: Schichtbildfolge der verwendeten und erzeugten 3D-Bilddaten. Es wird jede zehnte Schicht der Visible Korean Human Daten angezeigt.

3.4 3D-Oberflächenmodelle

Die Oberflächenmodelle punktionsrelevanter Organe und Strukturen werden im Simulator in Form von dreidimensionalen Dreiecksgittermodellen verwendet. Sie werden mit Hilfe des Marching-Cubes-Algorithmus [LC87] aus den Labeldaten I_L erstellt und für die Verwendung im Simulationssystem dezimiert und geglättet.

3.4.1 Erstellung durch Marching-Cubes-Filterung

Um die Interpolationsmöglichkeiten des Marching-Cubes-Verfahrens auszunutzen, werden hierbei zusätzlich Grauwertinformationen aus den ursprünglichen CT-Daten zusammen mit Informationen über den Segmentierungsprozess verwendet. Als Schwellenwert für die Erstellung der polygonalen Oberflächen für ein Objekt mit dem Label L wird im Marching-Cubes-Algorithmus dabei der, während einer schwellenwertbasierten Segmentierung (bspw. mit dem Volume-Growing-Verfahren) verwendete Schwellenwert T , soweit wie möglich genutzt.

Zu diesem Zweck werden die CT-Daten so verändert, dass der Schwellenwert T nur dort vorkommt bzw. zwischen den Voxeln interpoliert werden kann, wo in den Labeldaten I_L die Grenze des Objektes verläuft.

Je nachdem, ob ein Schwellenwert T die Segmentierung einer dunklen oder einer hellen Struktur im CT-Bild beschreibt wird im Folgenden zwischen oberen (dunkle Struktur) und unteren (helle Struktur) Schwellenwerten T unterschieden.

Die Verarbeitung erfolgt für alle \vec{x} des Datenbereichs für obere Schwellenwerte T gemäß

$$I_{CT}^{MC}(\vec{x}) = \begin{cases} T - 1 & \text{falls } I_L(\vec{x}) = L \text{ und } I_{CT}(\vec{x}) \geq T \\ T + 1 & \text{falls } I_L(\vec{x}) \neq L \text{ und } I_{CT}(\vec{x}) \leq T \\ I_{CT}(\vec{x}) & \text{sonst.} \end{cases} \quad (3.1)$$

Und für untere Schwellenwerte T entsprechend

$$I_{CT}^{MC}(\vec{x}) = \begin{cases} T + 1 & \text{falls } I_L(\vec{x}) = l \text{ und } I_{CT}(\vec{x}) \leq T \\ T - 1 & \text{falls } I_L(\vec{x}) \neq l \text{ und } I_{CT}(\vec{x}) \geq T \\ I_{CT}(\vec{x}) & \text{sonst.} \end{cases} \quad (3.2)$$

Das hierbei entstehende Datenvolumen I_{CT}^{MC} dient zusammen mit dem Schwellenwert T als Eingabe für den Marching-Cubes-Algorithmus. Auf diese Weise werden die Oberflächen entsprechend der, durch semiautomatische Segmentierung erzeugten Labeldaten I_L generiert und können so interaktive Nachbearbeitungen und das Ausfüllen der Organe zur Vermeidung innerer Oberflächen (beispielsweise die Spongiosa bei knöchernen Strukturen oder die Gefäße innerhalb der Leber) berücksichtigen. Durch die Verwendung der CT-Daten werden die Oberflächen jedoch glatter,

da der Algorithmus im Subpixelbereich interpolieren kann, wenn die Strukturgrenze durch ein schwellenwertbasiertes Segmentierungsverfahren entstanden ist.

3.4.2 Dezimierung und Glättung der 3D-Oberflächenmodelle

Da die auf diese Weise erstellten Oberflächenmodelle bei einigen Organen aus mehreren Millionen Dreiecken bestehen, was während der Visualisierung zu Überlastungen der Grafikkarte und somit zu Ruckelartefakten führen kann, werden die Oberflächenmodelle mit Hilfe eines Dezimierungs-Algorithmus reduziert [Hop96, SZL92] und zusätzlich geglättet (Laplace-Glättung, siehe [HDZ05]). Die hierbei verwendeten Parameter werden patienten- und strukturabhängig gewählt, so dass eine möglichst realistische Darstellung der entsprechenden Organe erreicht wird.

Die Abbildungen 3.6 und 3.7 zeigen die Reduktions- und Glättungsergebnisse an Oberflächenmodellen der rechten Niere und des Skelettes.

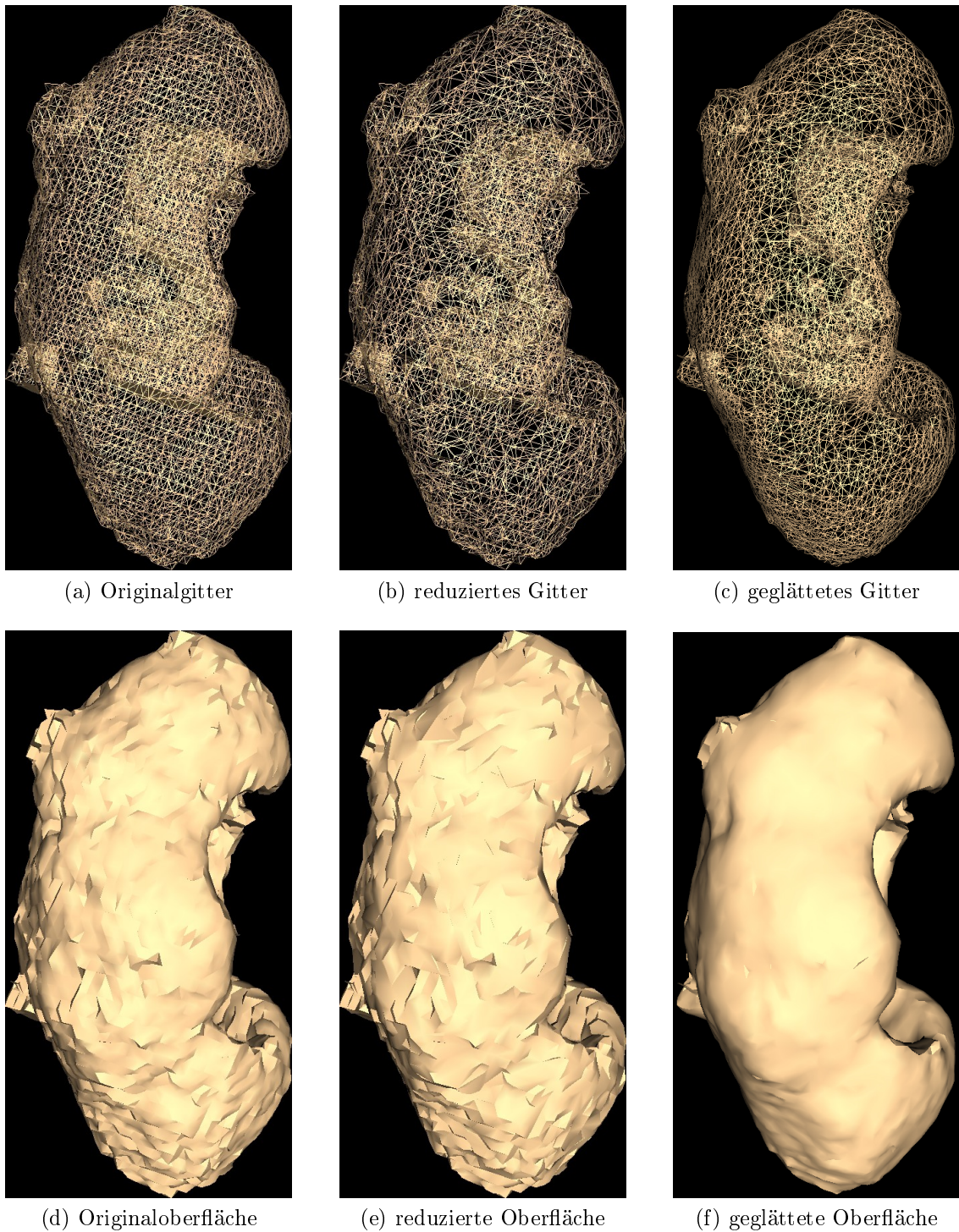
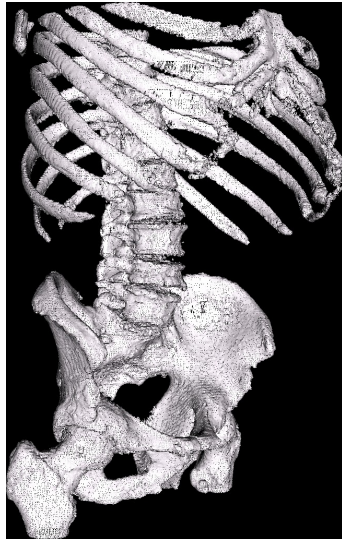


Abbildung 3.6: Reduktions- und Glättungsvorgang für ein Oberflächenmodell der Niere. Die Anzahl der Dreiecke wurde hierbei von 46.700 auf 29.848 reduziert.



(a) Originalgitter



(b) reduziertes Gitter



(c) geglättetes Gitter



(d) Originaloberfläche



(e) reduzierte Oberfläche



(f) geglättete Oberfläche

Abbildung 3.7: Reduktions- und Glättungsvorgang für ein Oberflächenmodell des Skelettes. Die Anzahl der Dreiecke wurde hierbei von 566.638 auf 319.566 reduziert.

Kapitel 4

Haptische Simulation von Nadelkräften

In diesem Kapitel werden die Methoden und Algorithmen zur haptischen Simulation der Nadelkräfte, die bei einer Punktion entstehen, beschrieben.

Im Gegensatz zu den in der Einleitung beschriebenen VR-Simulatoren für die Medizin, in denen meist haptisches Oberflächenrendering zur Simulation eingesetzt wird, basiert die Simulation der Nadelkräfte in dieser Arbeit auf einem volumenbasierten Ansatz für haptisches Rendering (siehe Abschnitt 2.3.2). Dieser Ansatz wurde gewählt, um eine Kombination der Informationen aus den Labeldaten I_L mit den 3D-CT-Daten I_{CT} zu ermöglichen, was in Abschnitt 4.1.3 näher erläutert wird. Ein weiterer Vorteil dieses Ansatzes ist, dass eine explizite Kollisionserkennung zwischen dem virtuellen Werkzeug (Punktionsnadel) und dem virtuellen Patienten, wie sie bei oberflächenbasierten haptischen Renderingansätzen durchgeführt werden muss, entfällt. Die Berührung von Objektoberflächen wird erkannt, indem in jedem Schritt des Algorithmus (also ca. 1000 mal pro Sekunde) überprüft wird, ob sich an der Position der Werkzeugspitze ein Voxel der 3D-Bilddaten befindet, welches zur Oberfläche einer Struktur gehört.

Um auch Kräfte, die beispielsweise bei Nadelangulationen auftreten, simulieren und über ein haptisches Ein-/Ausgabegerät mit sechs Freiheitsgraden ausgeben zu können, wurden Methoden zur Berechnung von Nadelschaftkräften und Drehmomenten erstellt, die ebenfalls im Folgenden beschrieben werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zwei Ansätze zur Simulation von Nadelkräften entwickelt. Im folgenden Abschnitt wird ein Ansatz beschrieben, der von einem erweiterten Ein-Punkt-Kontaktmodell und einer starren Nadelgeometrie ausgeht. Dieser Ansatz wird durch die Einführung eines Mehrpunkt-Kontaktmodells

(Multiproxy-Ansatz) und eines deformierbaren Nadelmodells in Abschnitt 4.2 erweitert. Am Ende dieses Kapitels erfolgt in Abschnitt 4.3 ein Vergleich der Methoden unter Effizienz-Gesichtspunkten.

4.1 Volumenbasierte Simulation von Nadelkräften

Die während einer Punktion auftretenden Widerstandskräfte können in die Nadelspitzenkräfte (Abschnitt 4.1.1) und die Nadelschaftkräfte, die in Abschnitt 4.1.2 beschrieben werden, aufgeteilt werden. Die Kräfte entstehen, wenn die durch den Benutzer über das haptische Ein-/Ausgabegerät gesteuerte virtuelle Punktionsnadel in den virtuellen Körper eindringt. Sie werden über das haptische Gerät an den Benutzer zurückgegeben. Die in diesem Abschnitt definierten Methoden wurden in [FHH07a, FHH⁺07b] veröffentlicht.

Der Algorithmus zur Simulation von Nadelkräften wird als Pseudocode in Alg. 4.1 dargestellt. Die dort verwendeten Subroutinen werden ebenso wie die im Algorithmus verwendeten Eingabedaten und Konstanten in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

Algorithmus 4.1 Haptisches Rendering von Nadelkräften.**Gegeben:** Global und statisch:Labeldaten I_L ,Materialeigenschaften $\mathcal{F} = \{\mathcal{F}_{Resist}, \mathcal{F}_{Fric}, \mathcal{F}_{Stiff}, \mathcal{F}_{Visc}\}$,Nadeleigenschaften $l_{Schaft}, \lambda, \theta$.**Ausgabe:** In jedem Schleifendurchlauf:Aktualisierte Proxyposition \vec{x}_P ,Rückgabekraft \vec{f} und Drehmoment \vec{m} .

- 1: Definiere temporäre Proxyposition \vec{x}_P^{old} .
- 2: **WHILE TRUE DO**
- 3: Lese Transformationsmatrix des Gerätes \mathcal{T} aus.
- 4: Berechne \vec{x}_{tip} aus \mathcal{T} .
- 5: **IF** Nadel befindet sich im Körper. **THEN** $(I_L(\vec{x}_{tip}) \neq „Luft“)$
- 6: **IF** Haut wurde durchstoßen. **THEN**
- 7: Setze Einstichtransformation \mathcal{T}_0 .
- 8: **END IF**
- 9: $\vec{x}_P^{old} = \vec{x}_P$.
- 10: $\vec{x}_P =$ Berechne Nadelspitzenkräfte(\mathcal{T}, \vec{x}_P). $(Alg. 4.2)$
- 11: $\vec{x}_P =$ Berechne Nadelschaftkräfte ($\mathcal{T}, \mathcal{T}_0, \vec{x}_P, \vec{x}_P^{old}$). $(Alg. 4.3)$
- 12: $\vec{m} =$ Berechne Rotationskräfte($\mathcal{T}, \mathcal{T}_0, \vec{x}_P$). $(Alg. 4.4)$
- 13: Setze $\vec{f} = -\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip}) \cdot (\vec{x}_{tip} - \vec{x}_P)$.
- 14: **ELSE**
- 15: $\vec{x}_P = \vec{x}_{tip}$.
- 16: Setze $\vec{f} = \vec{0}$ und $\vec{m} = \vec{0}$.
- 17: **END IF**
- 18: Gib \vec{f}, \vec{m} und \vec{x}_P aus.
- 19: **END WHILE**

4.1.1 Nadelspitzenkräfte

Die an der Spitze der Nadel entstehenden Kräfte lassen sich aufteilen in den Oberflächenwiderstand (Abb. 4.1 (a)), der die Nadel am Eindringen in eine Organoberfläche hindert, die Oberflächenreibung (Abb. 4.1 (b)), die die Organoberfläche rau oder glatt erscheinen lässt und die Viskosität (Abb. 4.1 (c)), die den Vortrieb der Nadel innerhalb des Gewebes einschränkt. Die Berechnung der Nadelspitzenkräfte erfolgt mit einer Updaterate von mindestens 1000 Hz und basiert auf dem, in Abschnitt 2.3.2.2 beschriebenen proxy-basierten haptischen Volumenrendering. Der Ansatz wird hierbei erweitert, indem die Informationen aus den Labeldaten I_L mit den Informationen aus den original Patienten-CT-Daten I_{CT} kombiniert werden

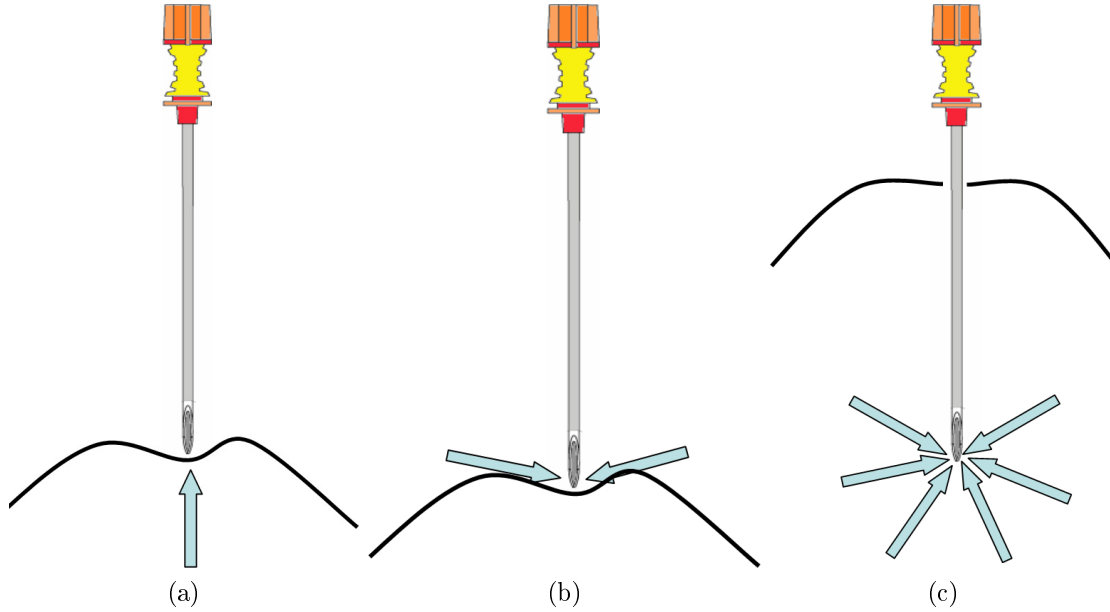


Abbildung 4.1: Nadelspitzenkräfte: a) Oberflächenwiderstand, b) Oberflächenreibung und c) Viskosität.

(Abschnitt 4.1.3).

Anhand der aktuellen Position der Nadelspitze \vec{x}_{tip} , des Proxies \vec{x}_P und der Materialeigenschaften \mathcal{F}_{Stiff} (Steifigkeit)¹, \mathcal{F}_{Resist} (Widerstand), \mathcal{F}_{Fric} (Reibung), und \mathcal{F}_{Visc} (Viskosität) des an der Position der Nadelspitze befindlichen Materials, werden die Proxybewegungen und damit implizit die Rückgabekräfte für das haptische Gerät entsprechend dem Algorithmus 4.2 berechnet.

Hierbei erfolgt die Berechnung der Widerstandskraft in Abhängigkeit von der Ausrichtung der Nadel \vec{v}_{Schaft} , die aus der Nadeltransformation \mathcal{T} berechnet wird und der sich daraus ergebenden Schaftichtung $\hat{N}_{Schaft} = \vec{v}_{Schaft}/|\vec{v}_{Schaft}|$:

$$\vec{f}_R = -\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip}) \cdot \hat{N}_{Schaft}(\vec{d} \cdot \hat{N}_{Schaft}). \quad (4.1)$$

Hierbei entspricht $\vec{d} = \vec{x}_{tip} - \vec{x}_P$ der zwischen Proxy und Spitzenposition gespannten Feder. Ist die Kraft \vec{f}_R größer als die Widerstandskraft des Materials $\mathcal{F}_{Resist}(\vec{x}_{tip})$, so erfolgt die Bewegung des Proxies durch die Oberfläche entsprechend

$$\vec{x}_P = \vec{x}_P + \hat{N}_{Schaft}(\vec{d} \cdot \hat{N}_{Schaft} - \mathcal{F}_{Resist}(\vec{x}_{tip})/\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip})). \quad (4.2)$$

¹Im Folgenden sei mit $\mathcal{F}_*(\vec{x})$ eine Materialeigenschaft der an der Position \vec{x} befindlichen anatomische Struktur $I_L(\vec{x})$ gemeint, also $\mathcal{F}_*(I_L(\vec{x}))$.

Algorithmus 4.2 Berechnung der Nadelspitzenkräfte.

Gegeben: Nadeltransformation \mathcal{T} , Proxyposition \vec{x}_P **Ausgabe:** Neue Proxyposition \vec{x}_P

```

1: Berechne Nadelspitzenposition  $\vec{x}_{tip}$  aus  $\mathcal{T}$ 
2: IF Nadel wurde vorwärts bewegt THEN
3:   IF  $I_L(\vec{x}_P) \neq I_L(\vec{x}_{tip})$  THEN           (Nadelspitze trifft neue Oberfläche)
4:     Berechne Widerstandskraft  $\vec{f}_R$                                      (Gl. 4.1)
5:     IF  $|\vec{f}_R| \geq$  Oberflächenwiderstand  $\mathcal{F}_{Resist}(\vec{x}_{tip})$  THEN
6:       Bewege den Proxy durch die Oberfläche                               (Gl. 4.2)
7:     ELSE
8:       Berechne Reibungskraft  $\vec{f}_F$                                        (Gl. 4.3)
9:       IF  $|\vec{f}_F| \geq$  Oberflächenreibung  $\mathcal{F}_{Fric}(\vec{x}_{tip})$  THEN
10:        Bewege den Proxy entlang der Oberfläche                          (Gl. 4.4)
11:      END IF
12:    END IF
13:  ELSE
14:    Bewege den Proxy gedämpft durch Viskosität                            (Gl. 4.5)
15:  END IF
16: ELSE
17:  Bewege den Proxy uneingeschränkt ( $\vec{x}_P \leftarrow \vec{x}_{tip}$ )
18: END IF
19: RETURN Aktuelle Proxyposition  $\vec{x}_P$ 

```

Mit der Schafttangentialen

$$\hat{T}_{Schaft} = \frac{\vec{d} - \hat{N}_{Schaft}(\vec{d} \cdot \hat{N}_{Schaft})}{|\vec{d} - \hat{N}_{Schaft}(\vec{d} \cdot \hat{N}_{Schaft})|},$$

die bei verschwindendem Nenner zu $\vec{0}$ definiert wird, ergibt sich die Oberflächenreibung zu

$$\vec{f}_F = -\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip}) \cdot \hat{T}_{Schaft}(\vec{d} \cdot \hat{T}_{Schaft}). \quad (4.3)$$

Und die Bewegung entlang der Oberfläche wird mit

$$\vec{x}_P = \vec{x}_P + \hat{T}_{Schaft}(\vec{d} \cdot \hat{T}_{Schaft} - \mathcal{F}_{Fric}(\vec{x}_{tip})/\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip})) \quad (4.4)$$

berechnet, falls die Reibungskraft \vec{f}_F die Reibung des Materials $\mathcal{F}_{Fric}(\vec{x}_{tip})$ überschreitet.

Die Bewegung des Proxys innerhalb von Gewebe wird anhand von

$$\vec{x}_P = \begin{cases} \vec{x}_P + \frac{\mathcal{F}_{Visc}(\vec{x}_{tip})\vec{d}}{\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip})|\vec{d}|} & \text{falls } \mathcal{F}_{Visc}(\vec{x}_{tip})/\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip}) < |\vec{d}| \\ \vec{x}_P & \text{sonst} \end{cases} \quad (4.5)$$

simuliert.

4.1.2 Nadelschaftkräfte

Die Nadelschaftkräfte bestehen aus der Schaftreibung, den transversalen Kräften, die ein seitliches Bewegen der Nadel durch das Gewebe verhindern und den Rotationskräften, die die Rotation bzw. Angulation der Nadel im Gewebe einschränken. Eine schematische Darstellung dieser Kräfte zeigt Abbildung 4.2.

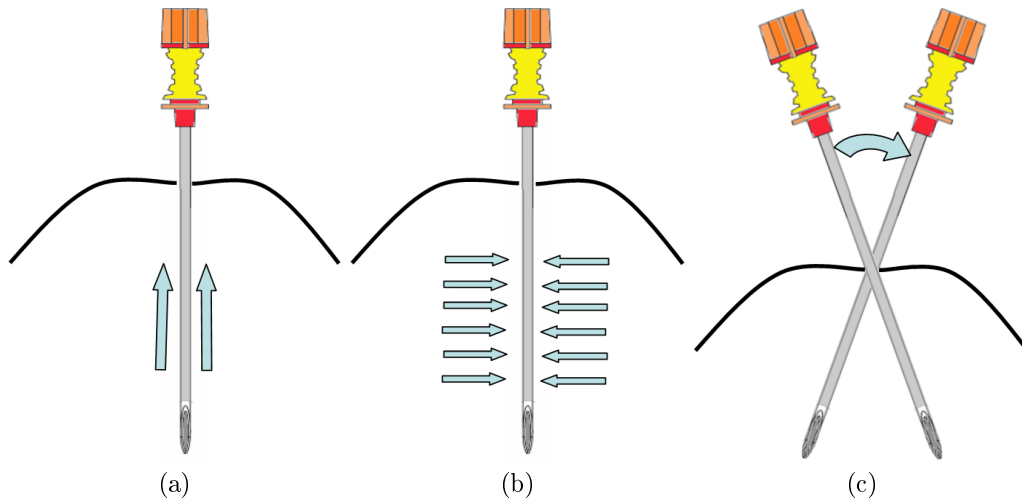


Abbildung 4.2: Nadelschaftkräfte: a) Schaftreibung, b) Transversalkräfte und c) Rotationskräfte.

Zur Berechnung der Nadelschaftkräfte (Alg. 4.3) wird zum Zeitpunkt t_0 , an dem die Nadel die Haut durchstößt, die Position dieser Einstichstelle \vec{x}_0 und die normierte Ausrichtung der Nadel \vec{v}_0 bestimmt. im Verlauf der Punktion dient \vec{x}_0 bei einem starren Körper- und Nadelmodell als Drehpunkt der Nadel und \vec{v}_0 gibt für den Verlauf des Einstichs die Einstichrichtung vor.

Die Schaftreibung wird dadurch simuliert, dass mit größerer Einstichtiefe $|\vec{x}_{tip} - \vec{x}_0|$ eine zusätzliche Verzögerung des Proxys \vec{x}_P erfolgt:

$$\vec{x}_P = \begin{cases} \vec{x}_P^{old} + \frac{\vec{x}_P^{old} - \vec{x}_P}{\lambda|\vec{x}_{tip} - \vec{x}_0|} & \text{falls } |\vec{x}_{tip} - \vec{x}_0| < l_{Schaft} \\ \vec{x}_P^{old} & \text{sonst.} \end{cases} \quad (4.6)$$

Hierbei ist λ eine nadelspezifische Reibungskonstante und \vec{x}_P^{old} entspricht der Position des Proxys vor der Simulation der Nadelspitzenkräfte (Algorithmus 4.2). Zusätzlich zur Simulation der Schaftreibung wird hierbei der Nadelvortrieb verhindert, falls die Nadel bis zum Griff (also bis zur Schaftlänge l_{Schaft}) eingedrungen ist.

Algorithmus 4.3 Berechnung der Nadelschaftkräfte.**Gegeben:** Alte (\vec{x}_P^{old}) und neue (\vec{x}_P) Proxyposition.Nadeltransformation \mathcal{T} und Einstichtransformation \mathcal{T}_0 .**Ausgabe:** Aktualisierte Proxyposition \vec{x}_P 1: Berechne Einstichpunkt \vec{x}_0 und -vektor \vec{v}_0 aus \mathcal{T}_0 .2: Berechne Nadelspitzenposition \vec{x}_{tip} aus \mathcal{T} .3: **IF** $\vec{x}_P^{old} \neq \vec{x}_P$. **THEN** (*Proxy wurde bewegt*)

4: Simuliere Schaftreibung:

Verzögere die Proxybewegung. (*Gl. 4.6*)

5: Simuliere Transversalkraft:

Projiziere Proxy auf Einstichvektor. (*Gl. 4.7*)6: **END IF**7: **RETURN** Aktuelle Proxyposition \vec{x}_P .

Die Einhaltung des beim Einstich vorgegebenen Einstichvektors \vec{v}_0 wird über die Projektion des Proxys auf diesen Vektor erreicht:

$$\vec{x}_P = \vec{x}_0 + \vec{v}_0((\vec{x}_P - \vec{x}_0) \cdot \vec{v}_0). \quad (4.7)$$

Die Berechnung der Drehmomente, die eine Rotation bzw. Angulierung der Nadel im Körper verhindern, erfolgt durch Abgleich der aktuellen Einstichrichtung \mathcal{Q} mit der durch \vec{x}_0 und \vec{v}_0 vorgegebenen Einstichrichtung \mathcal{Q}_{dest} . Im Algorithmus 4.4 wird hierbei mit den Quaternionen² \mathcal{Q}_{dest} und \mathcal{Q} gearbeitet, um eindeutig und schnell die notwendige Rückdrehung \mathcal{Q}_{rev} bestimmen zu können.

Die Definition der Drehmomente für das haptische Gerät erfolgt durch die Angabe eines Vektors \vec{m} , der die Drehmomente für jede Rotationsachse angibt. Dieser wird aus \mathcal{Q}_{rev} bestimmt und mit der Eindringtiefe l gewichtet, wobei eine Skalierungskonstante θ den Einfluss der Eindringtiefe bestimmt.

$$\vec{m} = \vec{m}\theta l \quad (4.8)$$

²Quaternionen haben die Form

$$\mathcal{Q} = \alpha + x \cdot i + y \cdot j + z \cdot k$$

und sind ähnlich wie die komplexen Zahlen eine Erweiterung der reellen Zahlen [Lan05]. Die neuen Zahlen i , j und k werden gemäß der Hamilton Regeln $i^2 = j^2 = k^2 = i \cdot j \cdot k = -1$ multipliziert. Die inverse Quaternion \mathcal{Q}^{-1} ist definiert als

$$\mathcal{Q}^{-1} = \frac{\alpha - x \cdot i - y \cdot j - z \cdot k}{\alpha^2 + x^2 + y^2 + z^2}.$$

Algorithmus 4.4 Berechnung der Rotationskräfte.

Gegeben: Einstichtransformation \mathcal{T}_0 , Proxyposition \vec{x}_P , und Nadeltransformation \mathcal{T} .

Ausgabe: Aktuelle Drehmomente in Eulerwinkeln \vec{m}

- 1: Berechne Einstichrichtung \mathcal{Q}_{dest} und -punkt \vec{x}_0 aus \mathcal{T}_0 .
 - 2: Berechne aktuelle Ausrichtung \mathcal{Q} und Nadelrotationsmatrix \mathcal{R} aus \mathcal{T} .
 - 3: Einstichtiefe $l = |\vec{x}_{tip} - \vec{x}_0|$.
 - 4: $\vec{m} = (0, 0, 0)$.
 - 5: Berechne Rückdrehung $\mathcal{Q}_{rev} = \mathcal{Q}_{dest}^{-1} \cdot \mathcal{Q}$.
 - 6: Normiere $\mathcal{Q}_{rev} = \mathcal{Q}_{rev} / |\mathcal{Q}_{rev}|$.
 - 7: Berechne Drehmomente \vec{m} aus \mathcal{Q}_{rev} .
 - 8: Gewichte \vec{m} mit der Eindringtiefe l . (Gl. 4.8)
 - 9: Eliminiere Drehmoment um Z-Achse. (Gl. 4.9)
 - 10: **RETURN** Aktuelle Drehmomente \vec{m} .
-

Während einer realen Punktion ist eine Drehung um den Schaft der Nadel weitgehend uneingeschränkt möglich. Um dieses Verhalten während einer virtuellen Punktion zu simulieren und nur bei Nadelangulationen³ Kräfte auszugeben, müssen die entsprechenden Drehmomente aus \vec{m} eliminiert werden.

Da die in \vec{m} definierten Drehmomente für das haptische Gerät in einem kartesischen Koordinatensystem bestimmt werden, welches unabhängig von der aktuellen Ausrichtung des Endeffektors (und somit auch der Ausrichtung der Nadel) ist, muss \vec{m} daher mit Hilfe der aktuellen Rotationsmatrix \mathcal{R} des Endeffektors in den Ursprung transformiert werden. Im Ursprung kann dann der Drehmoment um die Z-Achse entfallen und der so aktualisierte Vektor zurück transformiert werden (Gleichung 4.9).

$$\begin{aligned}
 \vec{m} &= \vec{m} \times \mathcal{R}^{-1} \\
 \vec{m}[z] &= 0 \\
 \vec{m} &= \vec{m} \times \mathcal{R}
 \end{aligned}
 \tag{4.9}$$

4.1.3 Kombination von CT und Labeldaten zur Nadelkraftsimulation

Die Kombination von CT- und Labeldaten während der Nadelkraftsimulation soll das Erfühlen von nicht segmentierten Strukturen in den CT-Daten ermöglichen.

³Rotationen um eine Achse orthogonal zum Nadelschaft

Hierfür wird eine Transferfunktion $T_{CT}(I_{CT}(\vec{x}_P))$ definiert, die angibt, welche Grauwerte der CT-Daten zu welchen Widerstandskräften führen. Weiterhin dient ein Schwellenwert T_{∇} dazu, Kräfte nur an Strukturgrenzen mit einem hohen Gradientenbetrag zu generieren.

Im Algorithmus 4.2 wird zu diesem Zweck in Zeile 16 die Berechnung der Viskosität (Gl. 4.5) alternativ durchgeführt.

$$\vec{x}_P = \begin{cases} \vec{x}_P + \hat{N}_{Schaft}(\vec{d} \cdot \hat{N}_{Schaft} - \frac{T_{CT}(I_{CT}(\vec{x}_P))}{\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip})}) & \text{falls } |\hat{N}_{Schaft} \nabla I_{CT}(\vec{x}_P)| > T_{\nabla} \\ & \text{und } \vec{f}_{\nabla} > T_{CT}(I_{CT}(\vec{x}_P)) \\ \vec{x}_P + \frac{\mathcal{F}_{Visc}(\vec{x}_{tip})}{\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip})} \frac{\vec{d}}{|\vec{d}|} & \text{falls } |\hat{N}_{Schaft} \nabla I_{CT}(\vec{x}_P)| \leq T_{\nabla} \\ & \text{und } \frac{\mathcal{F}_{Visc}(\vec{x}_{tip})}{\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip})} < |\vec{d}| \\ \vec{x}_P & \text{sonst.} \end{cases} \quad (4.10)$$

$\vec{f}_{\nabla} = \mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_{tip})(\vec{d} \cdot \hat{N}_{Schaft})$ ist hierbei die Kraft, die an der durch den Gradienten identifizierten Strukturgrenze entsteht.

Auf diese Weise führen hohe Gradienten $\nabla I_{CT}(\vec{x}_P)$ in Einstichrichtung \hat{N}_{Schaft} innerhalb der in den Labeldaten definierten Strukturen zu einer verstärkten Verzögerung des Proxys während der Vorwärtsbewegung.

Erfolgt die Kraftberechnung allein auf Basis der CT-Daten, so werden Kräfte dort erzeugt, wo Gradienten in den Bilddaten auftreten. In Abbildung 4.3 wird der, anhand der Grauwerte eines Testdatensatzes erzeugte Kraftverlauf dargestellt. Man erkennt die hohen Widerstandskräfte an den Kanten im Bild. Die Höhe der generierten Widerstandskraft hängt jedoch nicht von der Stärke des Gradienten ab, dieser ist an allen Strukturgrenzen gleich groß. Sie ergibt sich vielmehr aus der, auf den Grauwerten basierenden Transferfunktion $T_{CT}(I_{CT}(\vec{x}_P))$. Im dargestellten Beispiel und während der Simulation virtueller Punktionen ist die Höhe der erzeugten Widerstände linear abhängig vom vorhandenen Grauwert. Ein Vergleich des Kraftverlaufs einer Simulation ohne CT-Einfluss mit einer Simulation mit CT-Einfluss erfolgt in Kapitel 9.

4.2 Haptik bei deformierbarem Nadelmodell

Eine Alternative zu der in Abschnitt 4.1.2 dargestellten Simulation der Nadelschaftkräfte, stellt die in diesem Abschnitt beschriebene Integration eines deformierbaren Nadelmodells dar. Bei diesem Ansatz werden mit Hilfe einer Multiproxy-Technik die Bewegungen und Kräfte des Nadelschaftes simuliert. Die in diesem Abschnitt dargestellten Entwicklungen wurden in [DFBH09, FDBH09] veröffentlicht.

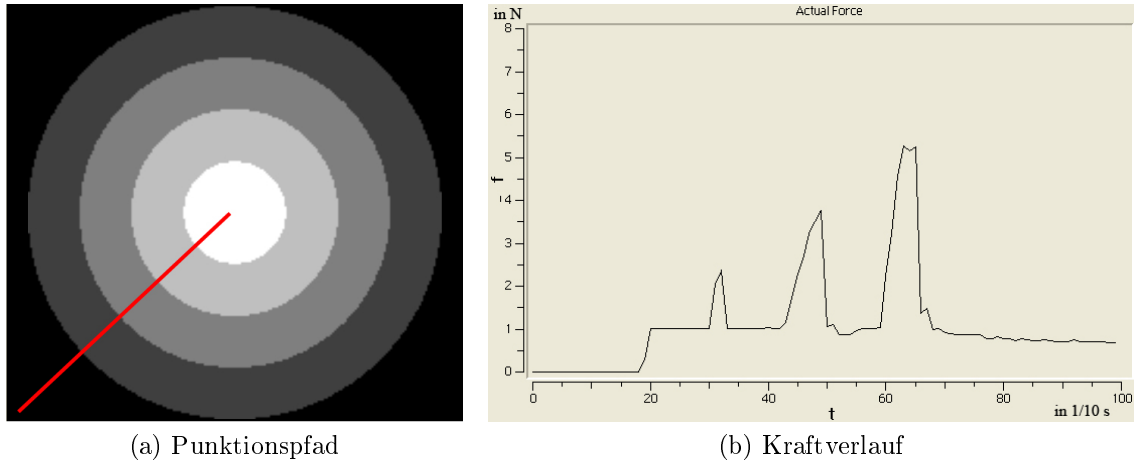


Abbildung 4.3: Simulation von Nadelkräften in nicht segmentierten CT-Daten. Die auf dem, im linken Bild dargestellten, Punktionspfad in einem Testdatensatz simulierten Kräfte werden rechts als Kraft/Zeit-Kurve dargestellt. Man erkennt die Abhängigkeit der Eindringkräfte von den Grauwerten.

4.2.1 Angular-Spring-Method

In [DGS06, GDS09] wird die Angular-Spring-Method (ASM) als ein Ansatz zur Simulation von Nadelverbiegungen vorgestellt und mit zwei Finite-Elemente-Modell (FEM) Ansätzen verglichen. Hierbei wird gezeigt, dass die Angular-Spring-Method effizienter und genauer als die FEM-Ansätze Biegungen der Nadel simulieren kann.

Die Angular-Spring-Method basiert auf einem zweidimensionalen Nadelmodell, welches aus Festkörpersegmenten besteht, die über Rotationsfedern miteinander verbunden sind. Die einzelnen Festkörpersegmente sind hierbei in ihrer Länge unveränderlich. Dadurch wird gewährleistet, dass die Nadel im Verlauf einer Verbiegung nicht kürzer oder länger wird und die Gesamtlänge der Nadel erhalten bleibt. Eine Verbiegung der Nadel ergibt sich in dieser Methode dadurch, dass Kräfte auf die Verbindungsfedern wirken. Auf Basis dieser Kräfte wird für jede Feder ein Winkel berechnet, der die Orientierung der jeweils nachfolgenden Segmente und damit die Positionen der nachfolgenden Federn bestimmt.

Zur Berechnung dieser Winkel wird ein iteratives Verfahren angewandt, in dem sich der Winkel an der Feder i zum Zeitpunkt $t + 1$ entsprechend der Formel

$$\alpha_i^{t+1} = \sum_{j \geq i}^n M_{ij}^t / \kappa \quad (4.11)$$

ergibt. Die Federkonstante κ beschreibt hierbei die Biegebarkeit der Nadel und M_{ij}^t

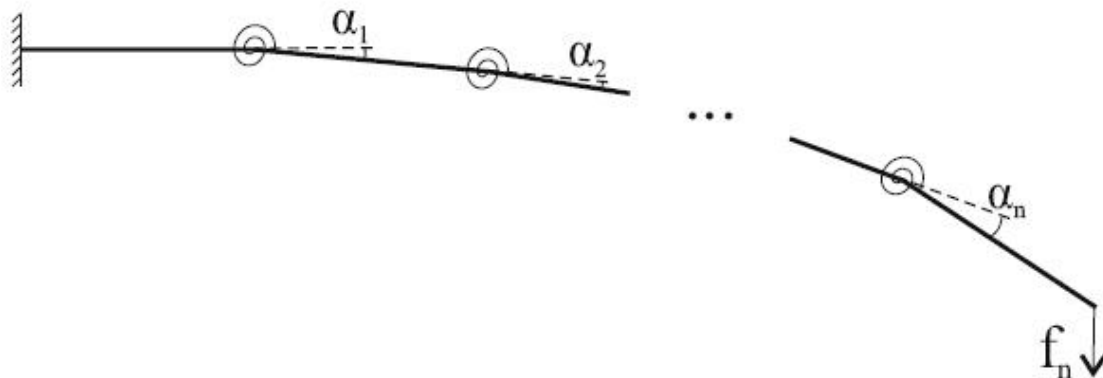


Abbildung 4.4: Nadelmodell der Angular-Spring-Method [DGS06].

das Drehmoment, das sich an Feder i durch Kraft f_j zum Zeitpunkt t ergibt. Dadurch, dass in der Berechnung nur die auf eine Feder jeweils nachfolgenden Kräfte ($j \geq i$) betrachtet werden, entsteht eine realistische Verbiegung der Nadel, unabhängig davon an welcher Stelle der Nadel Kräfte wirken.

Das iterative Verfahren ist hierbei notwendig, da die Drehmomente direkt von den Hebelarmen zwischen der jeweiligen Feder i und dem Angriffspunkt der jeweiligen Kraft f_j abhängen und sich diese durch eine Verbiegung der Nadel verändern. Dies führt zu einem Ausschlagen der Nadel bis nach ungefähr 2-5 Iterationen ein Ruhezustand erreicht wird, in dem sich die Hebelarme und somit die Winkel nur noch unwesentlich verändern.

Im Vergleich zu den FEM-Ansätzen wurde in [DGS06] gezeigt, dass die Angular-Spring-Method sowohl effizienter als auch exakter arbeitet.

4.2.2 Deformierbares Nadelmodell

Das Nadelmodell basiert auf der im vorigen Unterkapitel beschriebenen Angular-Spring-Method [DGS06]. Der Nadelschaft wird daher durch eine Anzahl n von Festkörpersegmenten (dünnen Stäben der Länge l) repräsentiert, die durch Rotationsfedern miteinander verbunden sind (Abb. 4.5).

An den äquidistanten Rotationsfedern \vec{x}_i ($i = 1, \dots, n$) ist jeweils ein Proxy \vec{x}_{P_i} mit dem Modell verbunden und kann an dieser Stelle eine Kraft \vec{f}_i auf den Nadelschaft ausüben.

Im entspannten Zustand der Rotationsfedern ist der Winkel $\vec{\alpha}_i$ zwischen allen Nadelsegmentpaaren 0 und die Proxypositionen entsprechen den Rotationsfederpositionen ($\vec{x}_i = \vec{x}_{P_i} \forall i \in [1, n]$).

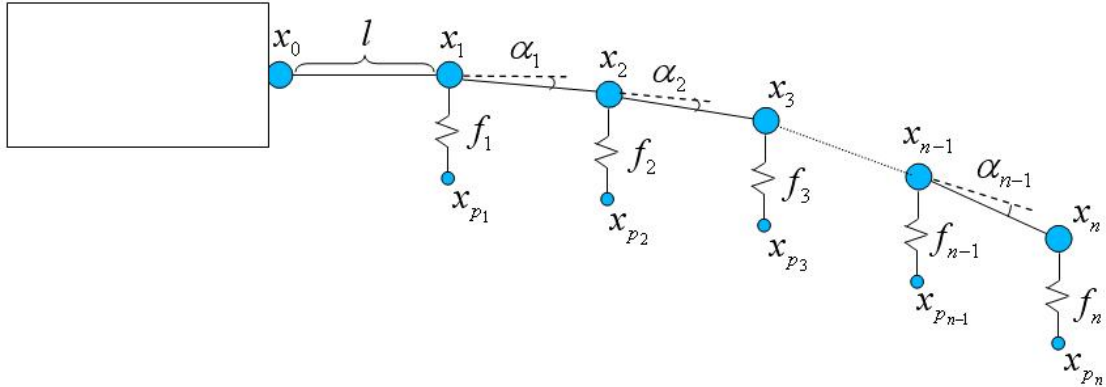


Abbildung 4.5: Deformierbares Nadelmodell: Der Nadelschaft wird aus dünnen, durch Rotationsfedern verbundenen Stäben gebildet. An jeder Federposition ist ein Proxy durch eine virtuelle Feder mit dem Modell verbunden.

4.2.3 Simulation von Nadelverbiegungen

Nadelverbiegungen entstehen durch das Einwirken der Proxykräfte \vec{f}_i auf den Nadelschaft. Hierbei werden die Rotationsfedern \vec{x}_i gespannt und die Winkel zwischen den Nadelsegmenten $\vec{\alpha}_i$ ändern sich.

Bei gegebener Kraft \vec{f}_j an einem Punkt \vec{x}_j der Nadel entsteht an der Rotationsfeder \vec{x}_i ($i < j$) durch den Hebelarm $\vec{l}_{ij} = \vec{x}_j - \vec{x}_i$ das Drehmoment $\vec{m}_i(\vec{f}_j) = \vec{l}_{ij} \times \vec{f}_j$. Das Gesamtdrehmoment an einer Rotationsfeder ergibt sich damit zu

$$\vec{m}_i = \sum_{j>i}^n \vec{l}_{ij} \times \vec{f}_j. \quad (4.12)$$

Über eine nadelspezifische Biegekonstante κ kann der an \vec{x}_i entstehende Winkel $\vec{\alpha}_i$ bestimmt werden:

$$\vec{\alpha}_i = \vec{m}_i / \kappa. \quad (4.13)$$

Die Gesamtheit der somit eingestellten Winkel ergibt in der Visualisierung (Abschnitt 5.1.4) eine verbogene Nadel, die mit steigender Anzahl von Nadelsegmenten eine real verbogene Nadel approximiert.

Da die Kräfte im Nadelmodell durch die Proxypositionen \vec{x}_{P_i} relativ zum Nadelschaft bestimmt werden ($\vec{f}_i = -\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_i)(\vec{x}_i - \vec{x}_{P_i})$), sich die Positionen \vec{x}_i der Rotationsfedern jedoch durch die Nadelverbiegung verändern, wird die Simulation der Nadelverbiegung als iterativer Prozess durchgeführt (Algorithmus 4.5).

Algorithmus 4.5 Simulation der Nadelverbiegung.

Gegeben: Biegunskonstante κ , Proxypositionen \vec{x}_{P_i} , Federpositionen \vec{x}_i Grifftransformation \mathcal{T} .

Ausgabe: Federpositionen \vec{x}_i , Winkel $\vec{\alpha}_i$, Federkräfte \vec{f}_i und -drehmomente \vec{m}_i .

- 1: **WHILE** Federpositionen ändern sich signifikant. **DO**
 - 2: Berechne Proxykräfte $\vec{f}_i = -\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_i)(\vec{x}_i - \vec{x}_{P_i})$.
 - 3: Berechne Drehmomente \vec{m}_i . (Gl. 4.12)
 - 4: Berechne Winkel $\vec{\alpha}$. (Gl. 4.13)
 - 5: Berechne neue Federpositionen \vec{x}_i . (Gl. 4.14)
 - 6: **END WHILE**
-

Die Berechnung der Federpositionen erfolgt anhand der, durch die Stellung des haptischen Gerätes vorgegebenen, Transformation des Nadelgriffs \mathcal{T} .

$$\begin{aligned}\vec{x}_0 &= \vec{0} \times \mathcal{T} \\ \vec{x}_{i+1} &= \vec{x}_i + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ l \end{pmatrix} \times R_{\vec{\alpha}_i}.\end{aligned}\tag{4.14}$$

$R_{\vec{\alpha}_i}$ ist hierbei die, durch den Biegunswinkel $\vec{\alpha}_i$ vorgegebene Rotationsmatrix.

4.2.4 Proxybewegung

Die Berechnung von Proxybewegungen anhand der vorgegebenen Rotationsfederpositionen \vec{x}_i in einem potentiell verbogenen Nadelmodell, erfolgt auf Basis der in Abschnitt 4.1 beschriebenen Simulation von Nadelspitzen- und Nadelschaftkräften.

4.2.4.1 Nadelspitzenkräfte

Die Nadelspitzenkräfte werden hierbei simuliert, indem Algorithmus 4.2 auf den Proxy \vec{x}_{P_n} und die dazugehörige Nadelspitze \vec{x}_n angewendet wird. \hat{N}_{Schaft} wird dabei durch die Ausrichtung des letzten Nadelsegmentes $\hat{N}_{\vec{l}_{n-1}} = \vec{l}_{n-1}/|\vec{l}_{n-1}|$ in Gl. 4.1 und 4.2 zur Berechnung des Oberflächenwiderstandes substituiert. Analog dazu wird \hat{T}_{Schaft} durch $\hat{T}_{\vec{l}_{n-1}}$ zur Berechnung der Oberflächenreibung ersetzt.

4.2.4.2 Nadelschaftkräfte

Die Proxys \vec{x}_{P_i} ($i = 0, \dots, n-1$) entlang des Nadelschaftes dienen dazu, die Reibung entlang des Schaftes zu simulieren und Nadelangulationen einzuschränken.

Die Reibung wird durch einen Viskositätseffekt (siehe Abschnitt 4.1.2) erzielt:

$$\vec{x}_{p_i} = \begin{cases} \vec{x}_i + \frac{\mathcal{F}_{Visc}(\vec{x}_i)}{\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_i)} \cdot \frac{\vec{x}_{p_i} - \vec{x}_i}{|\vec{x}_{p_i} - \vec{x}_i|} & \text{falls } \mathcal{F}_{Visc}(\vec{x}_i)/\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_i) < |\vec{x}_{p_i} - \vec{x}_i| \\ \vec{x}_{p_i} & \text{sonst.} \end{cases} \quad (4.15)$$

wobei $\mathcal{F}_{Visc}(\vec{x}_i)$ und $\mathcal{F}_{Stiff}(\vec{x}_i)$ die strukturspezifischen Konstanten für Viskosität und Festigkeit an der Position der Feder sind.

Die Angulationskräfte werden simuliert, indem die Bewegung der Proxys des Nadelchaftes so eingeschränkt wird, dass sie sich nur entlang der Einstichrichtung \mathcal{T}_0 bewegen dürfen. Weichen nach der Simulation der Schaftreibung Proxys von dieser Richtung ab, so werden sie auf den Einstichvektor, der durch \vec{x}_0 und \vec{v}_0 (siehe Gl. 4.7) bestimmt wird, projiziert

$$\vec{x}_{P_i} = \vec{x}_0 + \vec{v}_0((\vec{x}_{P_i} - \vec{x}_0) \cdot \vec{v}_0). \quad (4.16)$$

4.2.5 Ausgabekräfte und -drehmomente

Die resultierenden Kräfte und Drehmomente, die an den Benutzer über das haptische Gerät zurückgegeben werden ergeben sich als Summe der an den Rotationsfedern \vec{x}_i entstehenden Kräfte

$$\vec{f} = \sum_{i=0}^n \vec{f}_i \quad (4.17)$$

und Drehmomente

$$\vec{m} = \sum_{i=0}^n \vec{m}_i. \quad (4.18)$$

4.2.6 Nadelbruch

Bei zu starken Verbiegungen der Nadel kann es zu einem Zerbrechen der Nadel kommen. Um dies zu simulieren, wird ein maximaler Biegungswinkel α_{max} definiert, der von den Winkeln $|\alpha_i|$ an den Rotationsfedern \vec{x}_i nicht überschritten werden darf. Ist dies für mindestens eine der Federn doch der Fall, so gilt die Nadel als zerbrochen und die Simulation bricht ab.

4.2.7 Simulationsalgorithmus

Der Algorithmus zur Simulation der Nadelkräfte (Alg. 4.1) wird zur Integration des deformierbaren Nadelmodells durch Algorithmus 4.6 ersetzt.

Algorithmus 4.6 Multiproxy-Berechnung von Nadelkräften.

Gegeben: Siehe Alg. 4.1, Verbiegungseigenschaften $l, n, \alpha_{max}, \kappa$.

Ausgabe: Aktualisierte Nadelsegmentpositionen $\{\vec{x}_i\}$, Rückgabekraft \vec{f} und Drehmoment \vec{m} .

```

1: WHILE TRUE DO
2:   Lese Transformationsmatrix des Gerätes  $\mathcal{T}$  aus.
3:    $\{\vec{x}_i\} =$  Positioniere Rotationsfedern  $(\mathcal{T}, \vec{\alpha}_i)$ . (Gl. 4.14)
4:   IF Nadel befindet sich im Körper. THEN ( $I_L(\vec{x}_n) \neq \text{„Luft“}$ )
5:     IF Haut wurde durchstoßen. THEN
6:       Setze Einstichtransformation  $\mathcal{T}_0$ .
7:     END IF
8:      $\vec{x}_{P_n} =$  Bewege Nadelspitzenproxy. (Abschnitt 4.2.4.1)
9:      $\{\vec{x}_{i=0, \dots, n-1}\} =$  Bewege Nadelschaftproxys. (Gl. 4.15, 4.16)
10:     $(\{\vec{x}_i\}, \{\vec{f}_i\}, \{\vec{m}_i\}, \{\vec{\alpha}_i\}) =$  Simuliere Nadelverbiegung. (Alg. 4.5)
11:    IF Nadel ist nicht zerbrochen. THEN (Abschnitt 4.2.6)
12:      Berechne  $\vec{f}$  und  $\vec{m}$ . (Gl. 4.17, 4.18)
13:    ELSE
14:      Abbruch und Fehlerausgabe
15:    END IF
16:  ELSE
17:    Setze  $\vec{f} = \vec{0}$  und  $\vec{m} = \vec{0}$ .
18:  END IF
19:  Gib  $\vec{f}, \vec{m}$  und  $\{\vec{x}_i\}$  aus.
20: END WHILE

```

4.3 Performance der haptischen Simulationsalgorithmen

Um zu evaluieren, ob die in diesem Kapitel beschriebenen Methoden und Algorithmen für eine Echtzeit-Interaktion geeignet sind, wurden Performance Messungen auf einem, im folgenden Abschnitt beschriebenen, Testsystem durchgeführt. Das Messverfahren und die Ergebnisse werden in Abschnitt 4.3.2 präsentiert und anschließend diskutiert.

4.3.1 Testsystem

Die Spezifikation des zur Performanz-Messung eingesetzten Computersystems wird in Tabelle 4.1 angegeben.

PC Gerätespezifikation	
Geräte-Bezeichnung	Hewlett Packard® XW4600 Workstation
Betriebssystem	Windows XP Pro 2002 SP3
Prozessor	Intel® Core™2 Duo
Anzahl Prozessorkerne	2
Taktfrequenz	3,0 GHz
Arbeitsspeicher	3,46 GB
Grafikkarte	NVIDIA® Quadro FX™ 3700

Tabelle 4.1: Spezifikation des Evaluationssystems.

4.3.2 Ergebnisse

Die Messung der haptischen Wiederholraten erfolgte für unterschiedliche Datensätze. Es kamen hierbei der in Abschnitt 8.4 beschriebene Testdatensatz mit 100^3 Bildpunkten und zwei virtuelle Patienten (Lumbalpunktion: $540 \times 350 \times 690$, Aszitespunktion $512 \times 512 \times 471$) zum Einsatz.

Die Messungen erfolgten zum einen mit der, in Abschnitt 4.1 beschriebenen, Simulation eines starren Nadelmodells, zum anderen mit der Simulation einer deformierbaren Nadel, die aus 20 bzw. 30 Segmenten aufgebaut war.

Da die Wiederholraten abhängig von der Nadelposition und -bewegung sind, wurden die Mittelwerte mehrerer Einstichversuche gebildet. Um klären zu können, ob die Performance für den Einsatz in einem VR-System, welches neben der haptischen auch die grafische Simulation zu leisten hat, ausreicht, erfolgte die Messung parallel zur grafischen Darstellung des Punktionsvorgangs (siehe auch Abschnitt 5.6). Da der Scheduler der *OpenHaptics* Bibliothek die haptische Wiederholrate auf 2000 Hz begrenzt, ist dies die maximal erreichbare Wiederholrate im Test.

Tabelle 4.2 zeigt die Ergebnisse der Messungen.

Nadelmodell	Testdatensatz	Lumbalp.	Aszitesp.
Starre Nadel	2000	2000	2000
20 Segmente	2000	2000	2000
30 Segmente	1932	1914	1895

Tabelle 4.2: Wiederholrate (in Hz) des haptischen Renderings bei unterschiedlichen Datensätzen und Nadelmodellen.

4.3.3 Diskussion der Ergebnisse

Um die Interaktivität von haptischen Simulationssystemen gewährleisten zu können, ist es notwendig, Wiederholraten von mindestens 1000 Hz zu erreichen, um beispielsweise Vibrationsartefakte zu verhindern (vgl. Abschnitt 2.3). Die Ergebnisse zeigen, dass dies mit den vorgestellten Algorithmen ohne Einschränkungen ermöglicht werden kann.

Lediglich in dem hoch aufgelösten Nadelmodell mit 30 Segmenten sind Wiederholraten unter 2000 Hz zu beobachten, die geringfügig durch die Größe des punktierten Datensatzes beeinflusst werden. Da bei einem Nadelmodell mit 20 Segmenten kaum Übergänge zwischen den einzelnen Segmenten zu erkennen sind, wurde im Folgenden mit diesem Nadelmodell gearbeitet.

Kapitel 5

Methoden zur Visualisierung virtueller Punktionseingriffe

Die Visualisierung virtueller Punktionseingriffe soll den Benutzern auf der einen Seite einen realistischen Eindruck des Punktionsvorganges geben, auf der anderen Seite soll durch spezielle 2D- und 3D-Visualisierungen ein Einblick in die Anatomie des punktierten Bereichs ermöglicht werden.

In diesem Kapitel werden die im Rahmen dieser Arbeit umgesetzten Visualisierungstechniken [FHH07a, FHGH09] erläutert. Sie bestehen aus verschiedenen 3D-Darstellungen, die in Abschnitt 5.1 beschrieben werden, 2D-Ansichten und multiplanaren Rekonstruktionen der 3D-Bilddaten von Punktionspatienten (siehe Abschnitt 5.2 und 5.3) und Textanzeigen und Hilfen zur Unterstützung des VR-basierten Trainings (Abschnitt 5.5). Zusätzlich kann optional die Simulation von Röntgenbildern auf Basis der 3D-CT-Daten erfolgen. Dies wird in Unterkapitel 5.4 dargestellt.

Die Umsetzung der Visualisierungsmethoden erfolgte unter Verwendung der *VTK* (Visualization Toolkit) Klassenbibliothek, welche effiziente Methoden zur 3D- und 2D-Visualisierung medizinischer Bilddaten bereitstellt.

Da die synchronisierte Darstellung der unterschiedlichen Visualisierungstechniken mit einem hohen Berechnungsaufwand verbunden ist, wird am Ende dieses Kapitels die Echtzeitfähigkeit der Punktionsvisualisierungen evaluiert.

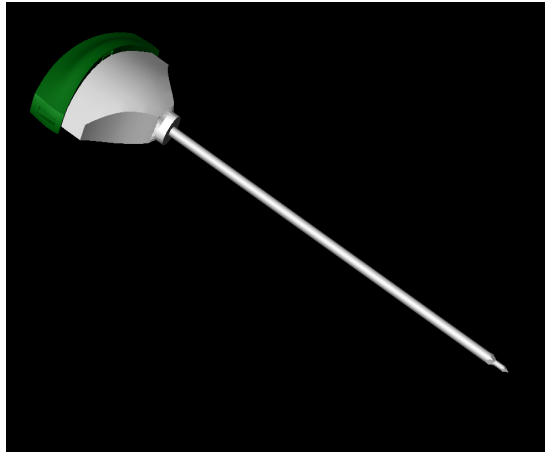
5.1 3D-Visualisierungen

In den dreidimensionalen Visualisierungen werden die aus den Labeldaten I_L generierten Oberflächenmodelle (vgl. Abschnitt 3.4) zusammen mit einer grafischen

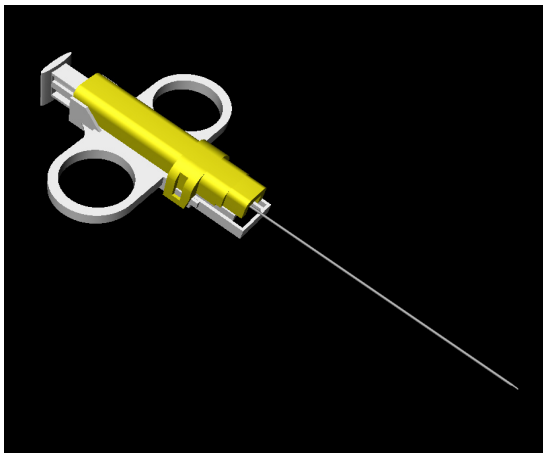
Repräsentation der Punktionsnadel dargestellt. Das Nadelmodell wird hierbei mit Hilfe von 3D-Modellierungssoftware (3D-Studio-Max) erstellt. Abbildung 5.1 zeigt verschiedene Nadelmodelle, die für unterschiedliche Punktionseingriffe verwendet werden.



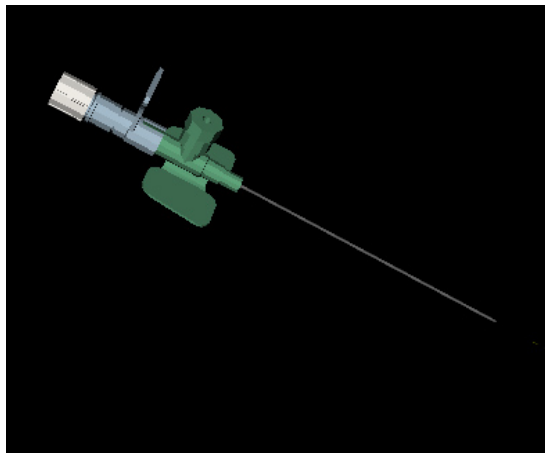
(a)



(b)



(c)



(d)

Abbildung 5.1: Mit 3D-Studio-Max erstellte Nadelmodelle: a) Spinalkanüle, b) Jamshidinadel, c) Biopsie-Nadel, d) Venenverweilkanüle.

Für alle punktionsrelevanten Oberflächenmodelle werden Farben so definiert, dass die Darstellung realistisch erscheint und trotzdem eine Unterscheidung einzelner Organe möglich ist.

Um einen Einblick in die Anatomie gewähren zu können, kann die Opazität strukturspezifisch vorgegeben und auch zur Laufzeit vom Benutzer geändert werden.

Die Darstellung erfolgt „Phong-schattiert“ (siehe [Han09]) und optional im Stereomodus (siehe Abschnitt 7.1.2), wodurch ein 3D-Eindruck der Szene erreicht werden kann. Abbildung 5.2 zeigt eine Lumbalpunktionsszene in der die Strukturen mit unterschiedlicher Opazität dargestellt werden im Normal- und im Stereomodus (Frequenzmultiplexverfahren, siehe Abschnitt 2.2.1).

Um den Benutzern Positionen von Strukturen, die beispielsweise durch Palpation im Vorfeld eines Eingriffs bestimmt werden, zu verdeutlichen, werden diese durch Marker angezeigt (Abb. 5.2).

In allen dreidimensionalen Ansichten erfolgt die Definition des Bildausschnitts über die Bestimmung von Kameraposition \vec{x}_{Cam} , Fokuspunkt \vec{x}_{Fokus} , Aufrichtvektor der Kamera \vec{v}_{Up} , sowie Öffnungswinkel der Kamera α_{Cam} . Während der Öffnungswinkel α_{Cam} standardmäßig auf 30° eingestellt ist und zur Laufzeit nicht verändert wird, können die anderen Parameter zur Definition spezieller Anzeigemöglichkeiten verwendet werden, was im Folgenden erläutert wird:

5.1.1 Hauptansicht

In der Hauptansicht wird der virtuelle Patient dem Benutzer so präsentiert, wie er auch in der Realität wahrgenommen wird. Der Benutzer schaut auf den zu punktierenden Bereich und es findet keine Skalierung des Arbeitsbereiches des haptischen Gerätes statt, so dass die zurückgelegten Distanzen des haptischen Gerätes den Bewegungen der virtuellen Nadel entsprechen.

Die Bewegungen des haptischen Gerätes werden hierzu über eine Transformationsmatrix \mathcal{A} in das Koordinatensystem des virtuellen Patienten übertragen. \mathcal{A} wird so definiert, dass der Mittelpunkt des Arbeitsraumes des haptischen Gerätes mit einem Punkt \vec{x}_S übereinstimmt. \vec{x}_S ist Ursprung des Arbeitskoordinatensystems und definiert als der, der Kamera am nächsten liegende Hautoberflächenpunkt auf dem Vektor \vec{v}_{View} zwischen \vec{x}_{Cam} und \vec{x}_{Fokus}

$$\vec{x}_{View} = \vec{x}_{Fokus} - \vec{x}_{Cam}. \quad (5.1)$$

Die Achsen des Koordinatensystems ergeben sich dann durch die Kameraansicht zu

$$\vec{X} = \vec{v}_{Up} \times \vec{v}_{View} \quad (5.2)$$

$$\vec{Y} = \vec{v}_{Up} \quad (5.3)$$

$$\vec{Z} = \vec{v}_{View}. \quad (5.4)$$

Die Definition der Transformationsmatrix \mathcal{A} und dem entsprechenden Koordinatensystem erfolgt zu Beginn der Punktionssimulation.

Der Benutzer kann durch Mausinteraktion im Hauptfenster die Parameter Kameraposition \vec{x}_{Cam} , Fokuspunkt \vec{x}_{Fokus} und Aufrichtvektor \vec{v}_{Up} verändern und dadurch die gesamte Szene rotieren, verschieben, vergrößern und verkleinern. Diese Veränderungen der Ansicht zur Laufzeit betreffen jedoch nicht die Transformationsmatrix \mathcal{A} . Während des virtuellen Punktionseingriffes kann es jedoch vorkommen, dass die gewünschte Position für die Nadel aufgrund des eingeschränkten Arbeitsraumes des haptischen Gerätes nicht erreicht werden kann. In diesem Fall kann der Benutzer durch Mausinteraktion auf die zu punktierende Region fokussieren und eine Aktualisierung von \mathcal{A} auslösen. Diese wird dann über einen erneut bestimmten Hautoberflächenpunkt \vec{x}_S und entsprechend 5.3 bis 5.4 neu berechnet.

Abbildung 5.2 zeigt eine Lumbalpunktionsszene in der Hauptansicht. Eine Stereo-Ansicht derselben Szene, die durch Frequenz-Multiplexing entstanden ist, wird in Abbildung 5.3 dargestellt.



Abbildung 5.2: 3D-Hauptansicht bei einer virtuellen Lumbalpunktion. Die Ansicht zeigt die punktionsrelevanten Strukturen in unterschiedlichen Farben und Opazitäten, die benutzergesteuerte grafische Repräsentation der Punktionsnadel, sowie Markierungen für Dornfortsätze und Beckenkämme. Die aktuell punktierte Struktur sowie die Punktionstiefe und -zeit werden durch Texteinblendungen angezeigt. Die Darstellung zweier optimaler Pfade unterstützt den Benutzer bei der virtuellen Punktion.

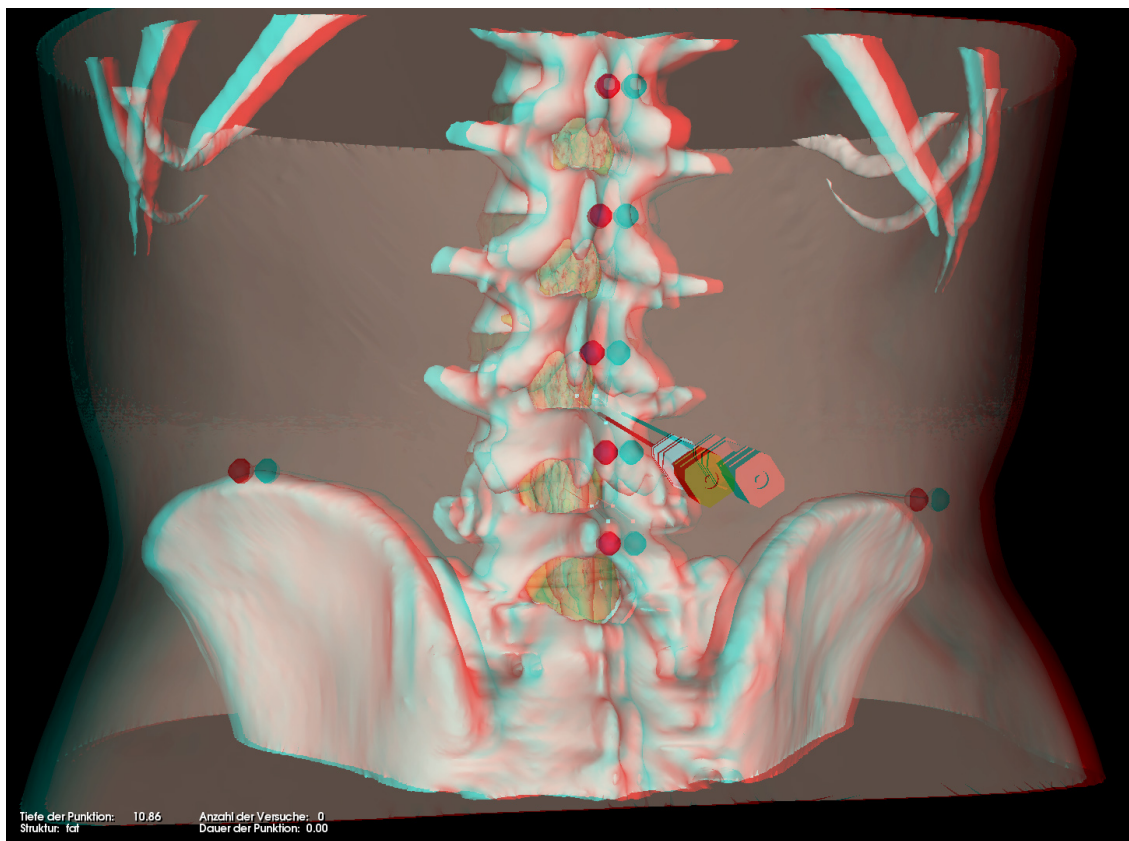


Abbildung 5.3: 3D-Hauptansicht im Stereo-Modus (mit Rot/Grün-Brille zu betrachten).

5.1.2 Verfolgungsansicht

Die Verfolgungsansicht kann optional in der linken oberen Ecke der Hauptansicht eingeblendet werden und nimmt dort ca. ein Viertel der Darstellungsfläche ein (Abb. 7.3). Durch die vergrößerte Abbildung der Strukturen in der Nähe der Nadelspitze soll diese Darstellung einen Eindruck von der Anatomie des punktierten Bereiches vermitteln.

In dieser Ansicht werden Kameraposition, Fokuspunkt und Aufrichtvektor entsprechend der Position und Ausrichtung der Nadel in Echtzeit so angepasst, dass die Darstellung entlang des Nadelschafts in die aktuell punktierte Region zeigt. Die Kamera wird dazu etwas oberhalb des virtuellen Nadelgriffs \vec{x}_{Griff} positioniert und auf einen Punkt zwei Nadellängen vor der Nadelspitze \vec{x}_{tip} fokussiert

$$\vec{x}_{Cam} = \vec{x}_{Griff} + \frac{\vec{v}_{NeedleUp}}{|\vec{v}_{NeedleUp}|} \cdot |\vec{x}_{Griff} - \vec{x}_{tip}| \quad (5.5)$$

$$\vec{x}_{Fokus} = \vec{x}_{tip} + 2 \cdot (\vec{x}_{Griff} - \vec{x}_{tip}) \quad (5.6)$$

$$\vec{v}_{Up} = \vec{v}_{NeedleUp}. \quad (5.7)$$

$\vec{v}_{NeedleUp}$ gibt hierbei den Aufrichtvektor des Nadelgriffs an, der am Gerät durch die Position des Knopfes am Griff bestimmt wird. Abbildung 5.4 zeigt die Verfolgungsansicht bei einer virtuellen Lumbalpunktion.

5.1.3 Seitenansicht

Die Seitenansicht kann alternativ zur Verfolgungsansicht gewählt werden und erscheint im selben Darstellungsbereich. Im Gegensatz zur Verfolgungsansicht wird in der Seitenansicht die Kameraposition seitlich neben der Nadel liegend definiert. Die Kamera fokussiert dann auf die Nadelspitze. Auf diese Weise soll ermöglicht werden den Nadelkontakt mit Strukturen, die direkt vor der Nadelspitze liegen zu überwachen und mit der Krafrückkopplung in Beziehung zu bringen.

$$\vec{x}_{Cam} = \vec{x}_{tip} + \frac{\vec{v}_{NeedleUp} \times \vec{v}_{Schaft}}{|\vec{v}_{NeedleUp} \times \vec{v}_{Schaft}|} \cdot |\vec{v}_{NeedleUp} \times \vec{v}_{Schaft}| \quad (5.8)$$

$$\text{mit } \vec{v}_{Schaft} = \vec{x}_{Griff} - \vec{x}_{tip}$$

$$\vec{x}_{Fokus} = \vec{x}_{tip} \quad (5.9)$$

$$\vec{v}_{Up} = \vec{v}_{Schaft} \times (\vec{x}_{Cam} - \vec{x}_{Fokus}). \quad (5.10)$$

Abbildung 5.5 zeigt die Seitenansicht bei einer virtuellen Lumbalpunktion.

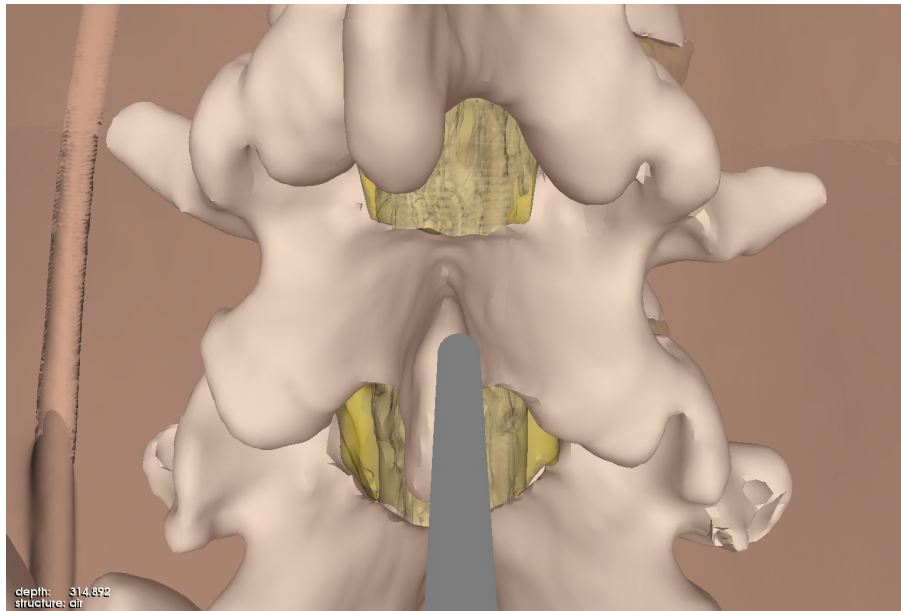


Abbildung 5.4: Verfolgungsansicht einer Lumbalpunktion. Die Ansicht zeigt den punktierten Bereich aus einer Perspektive etwas oberhalb des Nadelgriffs.

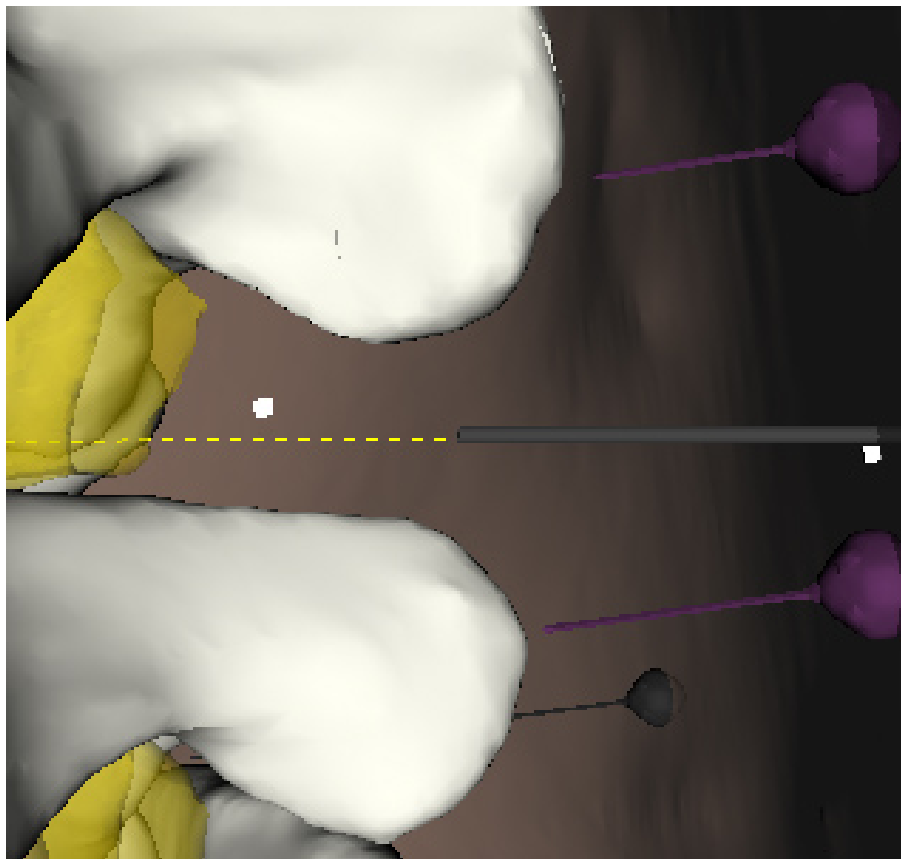


Abbildung 5.5: Seitenansicht einer Lumbalpunktion. Die Ansicht zeigt den punktierten Bereich aus einer Perspektive neben der Nadel.

5.1.4 Visualisierung deformierbarer Nadelmodelle

Um die Nadelverbiegung visuell darstellen zu können, wird die Methode für das grafische Rendering der Punktionsnadel dahingehend erweitert, dass beim Einlesen der 3D-Oberfläche der Punktionsnadel das Gittermodell des Nadelschafts gesondert behandelt wird. Es wird aus dem Oberflächenmodell extrahiert. Dadurch ist im Rahmen des grafischen Renderings ein Zugriff und die Anpassung dieses Netzes an die simulierte Nadelform möglich.

Zu diesem Zweck werden die Positionen der Vertexringe \vec{x}_{V_i} des Schaft-Meshes an die Federpositionen \vec{x}_i angepasst (Abb. 5.6).

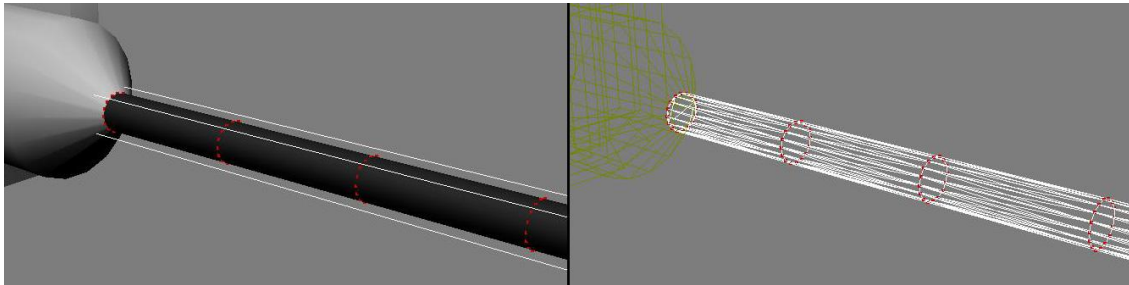


Abbildung 5.6: Vertexringe des Nadelmodells.

Dazu wird jeder Vertexring \vec{x}_{V_i} an die zugehörige, aktuelle Federposition \vec{x}_i verschoben und entsprechend der zugehörigen aktuellen Feder- bzw. Segmentorientierung rotiert. Es erfolgt also ein Mapping der Vertexringe auf die Federpositionen und -orientierungen, wodurch die Verbiegung der Nadel visuell wahrnehmbar wird (Abb. 5.7).

5.2 2D-Visualisierungen

Neben den dreidimensionalen Darstellungen des virtuellen Körpers und der virtuellen Nadel werden, die dem Simulator zugrunde liegenden Schichtbilddaten entsprechend der aktuellen Nadelposition visualisiert.

Hierzu werden drei orthogonale Ansichten, die den virtuellen Patienten frontal, transversal und sagittal schneiden, generiert. Der Benutzer kann individuell entscheiden, ob in diesen Ansichten die CT-Daten I_{CT} , die Labeldaten I_L oder, falls vorhanden, die RGB-Cryotom Schichtbilder I_{RGB} angezeigt werden sollen. Entsprechend der aktuellen Position der Nadelspitze \vec{x}_{tip} wird in jeder Ansicht die Schicht des Datensatzes angezeigt, die diesen Punkt enthält. Dabei werden die Koordinaten von \vec{x}_{tip} auf die Auflösung des Datensatzes gerundet.

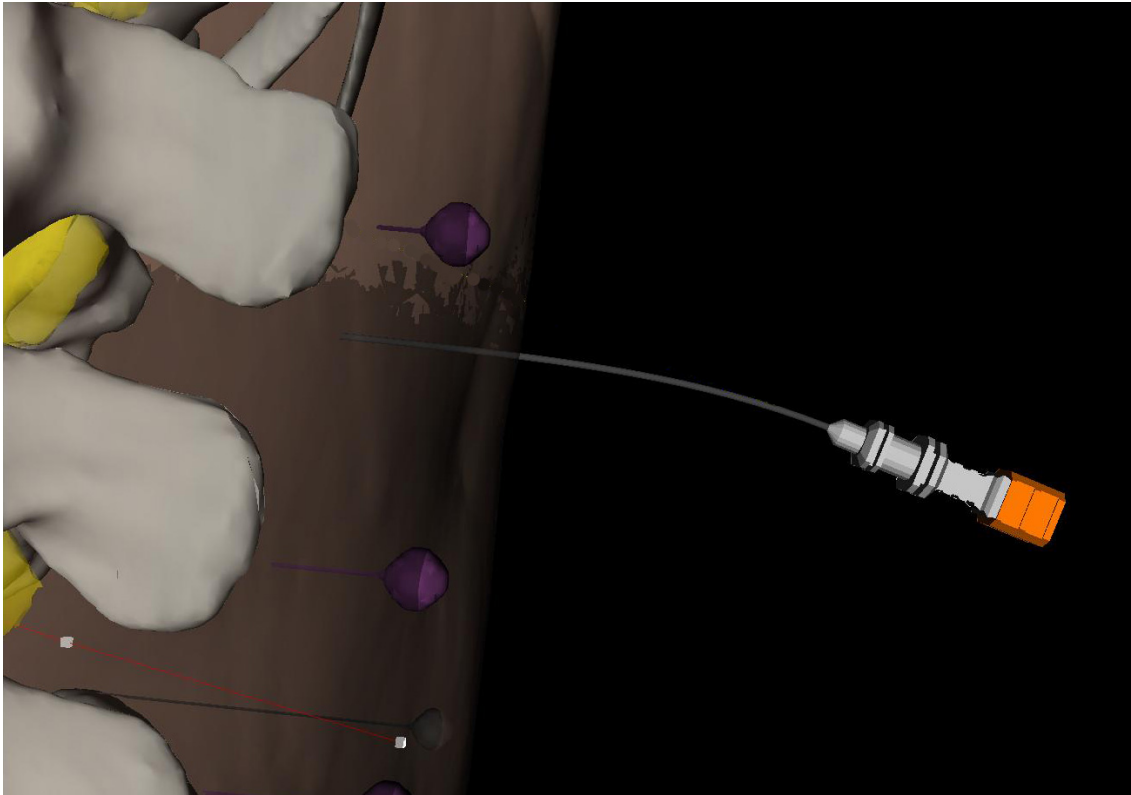


Abbildung 5.7: Visuelle Verbiegung der Nadel.

Die Ausrichtung und die Position der Nadel werden innerhalb der orthogonalen Ansicht durch Linien dargestellt. Von der aktuellen Position der Nadelspitze \vec{x}_{tip} führt eine gestrichelte Linie in Richtung der aktuellen Nadelausrichtung \vec{v}_{Schaft} (vgl. Gleichung 5.9) und eine solide Linie in Richtung von $-\vec{x}_{Schaft}$. Diese Linien werden in jeder 2D-Ansicht orthogonal auf die aktuell angezeigte Schicht projiziert.

Die Kontrasteinstellungen der einzelnen orthogonalen Ansichten können mittels Mausinteraktion angepasst werden (Level-Window-Verfahren, siehe [Han09]). Abbildung 5.8 zeigt die frontale, transversale und sagittale Ansicht unterschiedlicher Datensätze.

5.3 Multiplanare Ansichten

Werden orthogonale Ansichten zur Visualisierung der 3D-Datensätze verwendet, so kommt es während der virtuellen Punktion vor, dass beim Einstich der Nadel in die Haut das eigentliche Punktionsziel in keiner der drei orthogonalen Schichten angezeigt wird (Abbildung 5.9).

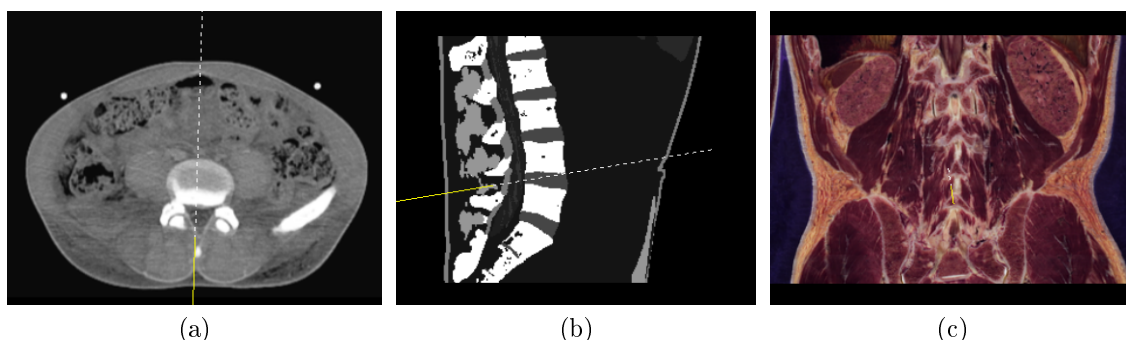


Abbildung 5.8: Orthogonale Ansichten mit eingeblendeter Nadelposition und -ausrichtung. a) CT-Daten in transversaler Ansicht, b) Labeldaten in sagittaler Ansicht und c) RGB-Cryotom Daten in frontaler Ansicht.

Werden die angezeigten Schichten dagegen entsprechend der aktuellen Einstichrichtung ausgerichtet, so sind die zu punktierenden Strukturen auch in den Schichtbildern erkennbar (Abb. 5.10).

Im Simulator erfolgt die Ausrichtung und Positionierung von drei orthogonal zueinander stehenden Schichten \mathcal{P}_{XY} , \mathcal{P}_{XZ} und \mathcal{P}_{YZ} entsprechend der Nadelspitzenposition \vec{x}_{tip} , der Nadelausrichtung \vec{v}_{Schaft} und des Aufrichtvektors der Nadel $\vec{v}_{NeedleUp}$. Die Ebenengleichungen dieser Schichten ergeben sich damit zu

$$\mathcal{P}_{XY} = \vec{x}_{tip} + s \cdot (\vec{v}_{NeedleUp} \times \vec{v}_{Schaft}) + t \cdot \vec{v}_{NeedleUp} \quad (5.11)$$

$$\mathcal{P}_{XZ} = \vec{x}_{tip} + s \cdot (\vec{v}_{NeedleUp} \times \vec{v}_{Schaft}) + t \cdot \vec{v}_{Schaft} \quad (5.12)$$

$$\mathcal{P}_{YZ} = \vec{x}_{tip} + s \cdot \vec{v}_{NeedleUp} + t \cdot \vec{v}_{Schaft} \quad (5.13)$$

mit $s, t \in \mathbf{R}$.

Auf den so definierten Schichten werden Grau- bzw. Farbwerte des Bildvolumens durch Interpolation dargestellt. Aus Effizienzgründen wurde hierfür die Nearest-Neighbour Interpolation gewählt (siehe [Han09]). Die Größe der angezeigten Schichten kann vom Benutzer definiert werden. Abbildung 5.11 zeigt die Einblendung von drei der Bewegung der Nadel folgenden Schichten in der Hauptansicht.

5.4 Simulation von Röntgen-Durchleuchtungsansichten

Die Simulation der Röntgendurchleuchtung erfolgt durch ein Raycasting Verfahren, welches auf den 3D-CT-Bilddaten I_{CT} angewendet wird. Es handelt sich hierbei

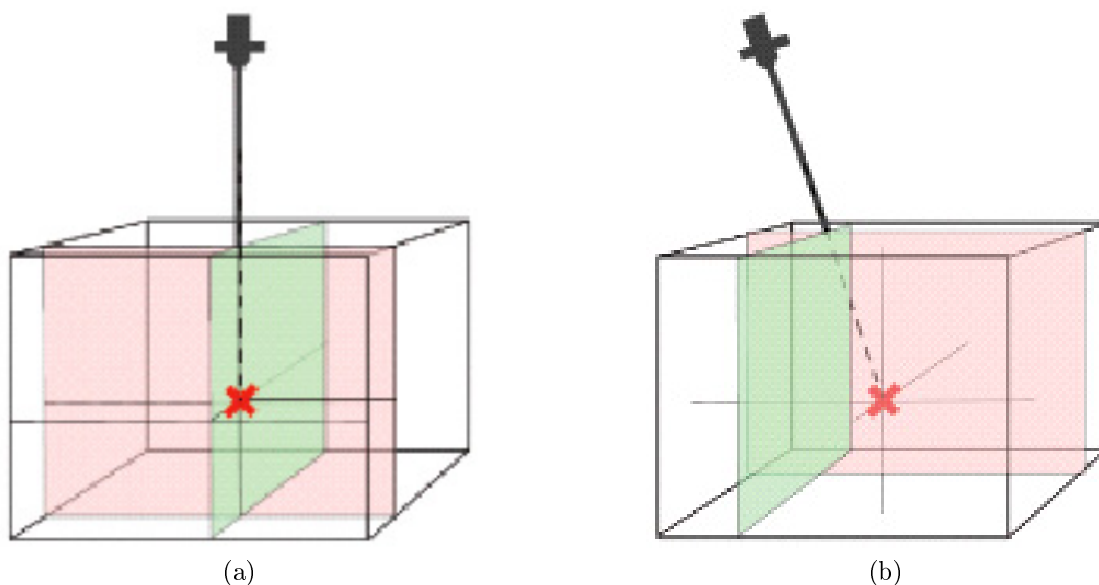


Abbildung 5.9: Nachteil orthogonaler Schichtführung: Im Gegensatz zu einer Nadelführung entsprechend der Schichtausrichtung (a) ist bei ungünstiger Nadelausrichtung beim Hauteinstich das Punktionsziel in keiner orthogonalen Schicht erkennbar (b).

um einen ersten Prototyp, der das Training röntgengestützter Punktioneingriffe ermöglicht.

Ansätze zur effizienteren und realistischeren Simulation von Röntgenbildern werden bspw. in [RRM⁺05] oder [FMMR05] beschrieben, konnten jedoch im Rahmen dieser Arbeit noch nicht umgesetzt werden.

Unter der vereinfachenden Annahme einer parallel zur Bildebene liegenden Röntgenquelle und parallel zueinander verlaufenden Röntgenstrahlen, wird der Helligkeitswert $\mathcal{H}(p)$ eines Bildpunktes p über die Abschwächung \mathcal{A} des senkrecht auf p treffenden Röntgenstrahls \mathcal{R}_p berechnet. Hierbei erfolgt die Berechnung der Abschwächung als Summe der entlang des in diskreten Schritten abgetasteten Röntgenstrahls auftretenden CT-Werte.

$$\mathcal{A}_{\mathcal{R}_p} = \sum_{\vec{x} \in \mathcal{R}_p} I_{CT}(\vec{x}) \quad (5.14)$$

Über die so berechnete Abschwächung wird mit einer Transferfunktion \mathcal{T} der Helligkeitswert des Bildpunktes p ermittelt.

$$\mathcal{H}(p) = \mathcal{T}(\mathcal{A}_{\mathcal{R}_p}) \quad (5.15)$$

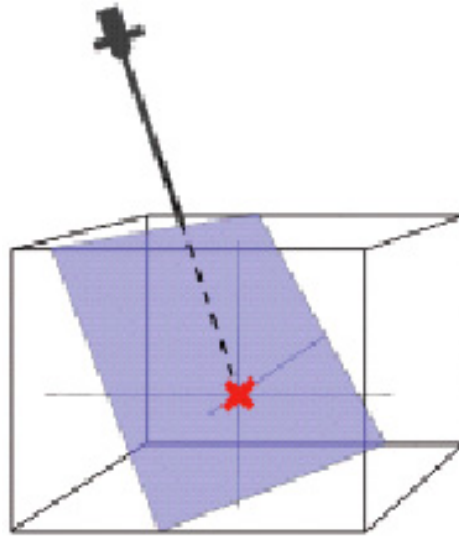


Abbildung 5.10: Bei Schichten, die entsprechend der Einstichrichtung ausgerichtet sind, ist das Ziel schon beim Hauteinstich in der Schicht erkennbar.

Während des virtuellen Punktionseingriffes erfolgt die rechenaufwändige ($\mathcal{O}(\#Voxel)$) Simulation der Röntgenbilder in einem Thread mit geringerer Priorität, um die Echtzeit-Darstellung des Nadeleinstichs in der 3D-Ansicht weiterhin zu ermöglichen. Abbildung 5.12 zeigt das Ergebnis einer auf diese Weise erzeugten Röntgensimulation.

5.5 Textanzeigen und Hilfen

Die Textanzeigen informieren den Benutzer über die aktuelle Position der Nadel im virtuellen Körper. Hierfür werden die Labeldaten an der Nadelspitzenposition ausgewertet ($I_L(\vec{x}_{tip})$) und textuell als Strukturbezeichnung ausgegeben. Weiterhin werden die aktuelle Eindringtiefe der Nadel und die, seit dem Einstich der Nadel in die Haut vergangene Zeit, in Sekunden angezeigt (Linke untere Ecke in Abb. 5.2).

Um dem Benutzer Hinweise auf den Erfolg bzw. Misserfolg der Punktion schon während des Einstichs geben zu können, wird die 3D-Hauptansicht farbig hinterlegt, wenn das Punktionsziel erreicht wird (blau) bzw. wenn Risikostrukturen von der Nadelspitze erfasst werden (rot). Diese Information erhält der Arzt während einer realen Punktion durch Schmerzäußerungen des Patienten und durch Inspektion des Punktats (beispielsweise farbloses Liquor-Punktat oder rotes Punktat bei Venenverletzung). Die Definition von Risiko- und Zielstrukturen erfolgt innerhalb der Falldatei eines virtuellen Patienten.

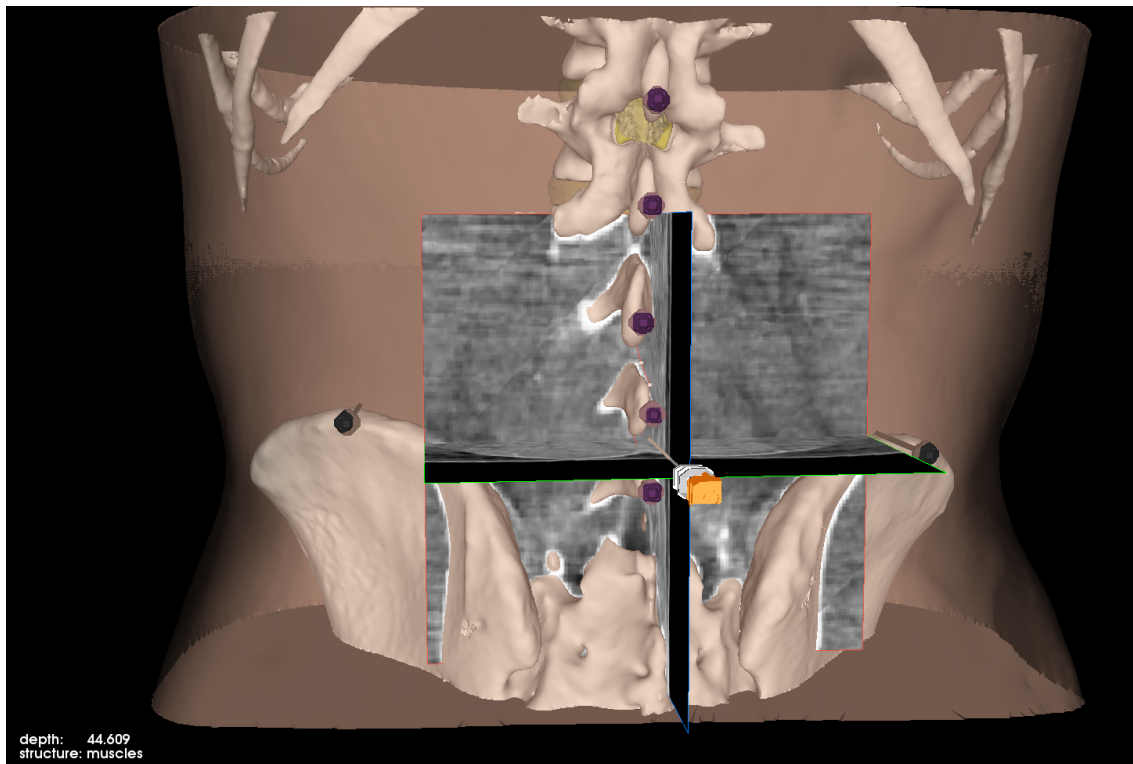


Abbildung 5.11: Einblendung der multiplanaren Rekonstruktionen der CT-Daten in das Hauptfenster der 3D-Visualisierung. Die angezeigten Schichten richten sich entsprechend der Nadelposition und Einstichrichtung aus.

Eine weitere Hilfe während des virtuellen Punktionseingriffs ist die Einblendung von optimalen Einstichpfaden für die Nadel (Abb. 5.2), die in Absprache mit medizinischen Experten definiert und auch zur Bewertung von Punktionseingriffen (Kapitel 6) verwendet werden. Diese Pfade werden durch dünne Linien in den 3D-Ansichten angezeigt und helfen dem Benutzer bei der Positionierung der virtuellen Punktionssnadel.



Abbildung 5.12: Simulation der Röntgendurchleuchtung. Die Position der Nadel wird als weiße Linie (oben links im Bild) angezeigt.

5.6 Performance der grafischen Darstellungsmethoden

Parallel zur Aufzeichnung der haptischen Wiederholraten (siehe Abschnitt 4.3) wurden die Bildwiederholraten aufgezeichnet um zu evaluieren, ob eine interaktive grafische Darstellung der Punktioneingriffe bei aufwändigen Visualisierungsverfahren ohne „Ruckelartefakte“ möglich ist. Die verwendete Hardware entspricht also der dort angegebenen Tabelle 4.1. Die Ausgabe der grafischen Benutzeroberfläche erfolgte auf einem Monitor mit 1280×1024 Bildpunkten.

Die Performance-Messungen wurden durchgeführt, indem die durchschnittlichen grafischen Wiederholraten während einiger schnell ausgeführter Punktionen unterschiedlicher Datensätze aufgezeichnet wurden. Um den Effekt aufwändiger synchronisierter Visualisierungen mit einzubeziehen, wurden die unterschiedlichen Visualisierungsmethoden selektiv aktiviert bzw. deaktiviert. Hierbei wurde die Haut transparent dargestellt. Zudem erfolgten die Simulationen im Stereo- und im Monomodus. Der Aufwand der grafischen Nadeldeformation wurde über zusätzliche Messwerte erfasst. Da die Wahl des stereoskopischen Visualisierungsverfahrens Einfluss auf die Bildwiederholraten haben kann, wurden für den Testdatensatz Vergleichswerte zwischen Frequenz- und Zeitmultiplexverfahren erhoben.

5.6.1 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Performance-Messungen werden in den Tabellen 5.1 bis 5.3 zusammengefasst. Während der Messungen konnte beobachtet werden, dass die Bildwiederholraten stark von der Position und der Geschwindigkeit der virtuellen Nadel abhängen. So erhöhen sich die Raten maßgeblich, wenn die Nadel außerhalb des Körpers bewegt wird. Bei schnellen Bewegungen verringern sich die Wiederholraten. Daher wurde während der Messung eine gleichbleibend schnelle Nadelbewegung ausgeführt, bei der die Nadel mehrfach in den Körper eingestochen und wieder herausgezogen wird.

Die Aktivierung der Bewertungskomponente während der Messungen führte zu unbeachtlichen kleinen Verringerungen der Bildwiederholrate (unter 0.5 Frames pro Sekunde). Eine Reduktion der haptischen Performance, das heißt, eine Verringerung der Priorität des haptischen Threads, führte zu keinen messbaren Veränderungen der Bildwiederholraten. Diese Effekte werden daher in den Tabellen nicht gesondert angegeben.

Aktive Vis.	Wiederholrate (in Hz)				
	Starre Nadel			Deformierbar	
	Mono	Zeitmult.	Frequenzmult.	Mono	Stereo
3D	61,0	59,5	20,8	59,5	59,5
3D,2D	17,9	16,7	11,4	17,2	16,1
3D,SV	20,8	17,9	11,4	17,9	15,2
3D,MP	20,8	14,3	10,0	16,7	13,2
3D,2D,SV	17,9	15,6	10,9	17,9	14,7
3D,2D,MP	16,7	12,8	8,3	16,1	12,5
3D,2D,SV,MP	16,1	12,5	7,1	15,6	12,5
3D,Röntgen	50,0	5,6	5,0	55,6	5,3

Tabelle 5.1: Wiederholrate bei unterschiedlich komplexer Visualisierung während der virtuellen Punktioneingriffe des Testdatensatzes (10902 Polygone). Die Wiederholraten wurden im Mono- und Stereomodus gemessen. Für das starre Nadelmodell wurde hierbei das Zeitmultiplexverfahren, dem auch bei der weiteren Evaluation verwendeten Frequenzmultiplexverfahren gegenübergestellt. Abkürzungen: *3D*: 3D-Hauptansicht, *2D*: Orthogonale Ansichten, *SV*: Seitenansicht, *MP*: Multiplanare Rekonstruktionen.

5.6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass durch die synchrone Darstellung verschiedener Visualisierungen die Bildwiederholraten sinken. Weiterhin spielt die Komplexität des Datensatzes eine entscheidende Rolle für die maximal erreichbare Wiederholrate. Vor diesem Hintergrund ist eine deutliche Reduktion der Oberflächendaten, wie sie in Abschnitt 3.4 beschrieben wurde, für eine Echtzeit-Darstellung im Simulator unerlässlich.

Das Verfahren zur grafischen Nadeldeformation (Abschnitt 5.1.4) führt zu einer geringen Verschlechterung der Wiederholraten von im Mittel 1,0 Bildern pro Sekunde, hierbei ist zu beachten, dass während der Erfassung gezielt Nadelverformungen durchgeführt wurden, was in der klinischen Praxis so nicht üblich ist, da es hierbei zu unnötigen Gewebeverletzungen und Schmerzen beim Patienten kommen kann.

Da die Aktualisierung der Röntgensimulation nicht in Echtzeit erfolgt, kann sie parallel zur 3D-Hauptansicht dargestellt werden, ohne die Bildwiederholraten zu beeinträchtigen. Auffällig ist jedoch der dramatische Einbruch der Wiederholrate bei aktivierter Stereo-Darstellung. Da die Berechnung der Röntgensimulation auf einer stereo-fähigen *VTK* Volumenrenderingklasse basiert, erfolgt die Berechnung des Röntgenbildes ebenfalls in Stereo, was die Echtzeitberechnung der 3D-Ansicht beeinträchtigt.

Aktive Visualisierungen	Wiederholrate (in Hz)			
	Starre Nadel		Deformierbare Nadel	
	Mono	Stereo	Mono	Stereo
3D	40,3	25,0	34,1	19,5
3D,2D	16,7	11,4	13,2	10,2
3D,SV	14,3	8,6	12,5	7,9
3D,MP	14,3	8,3	10,9	7,1
3D,2D,SV	13,9	8,5	11,6	7,9
3D,2D,MP	13,9	8,3	10,9	6,9
3D,2D,SV,MP	12,5	7,4	10,0	6,1

Tabelle 5.2: Wiederholrate während einer virtuellen Lumbalpunktion (785335 Polygone). Der Aufbau der Tabelle ist analog zu Tab. 5.1.

Auffällig ist ebenfalls die deutliche Verlangsamung der Visualisierung im Frequenzmultiplexverfahren gegenüber dem Zeitmultiplexverfahren. Dies ist dadurch zu erklären, dass das Frequenzmultiplexverfahren softwareseitig über die *VTK*-Bibliothek berechnet wird und somit die CPU-Last erhöht. Das Zeitmultiplexverfahren wird über die Grafikkarte ausgeführt und ist dort effizient implementiert.

Generell führt eine stereoskopische Darstellung zu einer Verringerung der Bildwiederholraten. Dies hat jedoch keine Auswirkung auf die wechselseitige Darstellung der 3D-Szene für das linke bzw. rechte Auge. Die hierfür über die Bildwiederholrate des Monitors eingestellte „Augenwiederholrate“ von 60 Hz wird über die Hardware der Grafikkarte zu jeder Zeit aufrecht erhalten, so dass es zu keinem wahrnehmbaren Flackern des Bildes kommt. Bei zu geringen Wiederholraten erfolgt vielmehr eine Verlangsamung der Szenenaktualisierung, was als „Ruckeln“ bezeichnet wird.

Im Gegensatz zu anderen Anwendungen der virtuellen Realität, die Bildwiederholraten von ca. 30 Hz fordern und bei denen sich die Benutzer beispielsweise als Avatar in einer virtuellen Welt bewegen, sind diese Ruckelartefakte während einer virtuellen Punktion erst bei einer Bildwiederholrate unter 10 Frames pro Sekunde deutlich wahrnehmbar. Sie werden dann von Benutzern als störend empfunden. Der Grund hierfür ist die langsame Bewegung der Nadel während der virtuellen Punktion und das statische virtuelle Umfeld, in dem sich die Nadel in der Hauptansicht bewegt. Der virtuelle Patient bewegt sich nicht und „ruckelt“ daher auch nicht.

Durch die Abhängigkeit der Bildwiederholraten von der Geschwindigkeit der Nadelbewegung, die während der Performance-Messungen ungewöhnlich hoch war, ist in der Praxis die Wiederholrate der Visualisierungen ausreichend. Während der in Kapitel 9 dargestellten Benutzerevaluation wurden daher auch keine negativen

Aktive Visualisierungen	Wiederholrate (in Hz)			
	Starre Nadel		Deformierbare Nadel	
	Mono	Stereo	Mono	Stereo
3D	29,8	15,6	28,1	15,2
3D,2D	11,6	7,9	10,9	8,9
3D,SV	10,0	7,8	9,8	7,6
3D,MP	11,5	7,7	10,9	8,3
3D,2D,SV	9,6	7,8	9,6	8,6
3D,2D,MP	11,4	7,6	10,0	7,8
3D,2D,SV,MP	9,4	6,6	9,3	7,6
3D,Röntgen	27,2	4,0	26,9	4,0

Tabelle 5.3: Analog zu Tabelle 5.1: Wiederholrate während einer virtuellen PTCD (1272116 Polygone). Zusätzlich wurde die Framerate während der Röntgensimulation erfasst.

Kommentare oder Andeutungen die Bildwiederholrate betreffend bemerkt.

Kapitel 6

Methoden zur automatischen Bewertung virtueller Punktionen

Um den Benutzern eines VR-basierten Trainingssystems für medizinische Eingriffe die Möglichkeit zu geben ihre Leistungen einzuschätzen und aus Fehlern lernen zu können, müssen die virtuellen Eingriffe anhand objektiver Qualitätskriterien bewertet und etwaige Fehlleistungen erkannt werden. Zusätzlich zur Selbsteinschätzung wird durch die Ausgabe einer Punktionsbewertung der Vergleich der Leistungen unterschiedlicher Benutzer und die Erstellung individueller Lernkurven ermöglicht. Sie kann damit einen Beitrag zur Motivation der Lernenden leisten.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden daher Methoden zur automatischen Bewertung virtueller Punktionen entwickelt. Im Folgenden werden zunächst die allgemein gültigen Qualitätskriterien von Nadelpunktionen beschrieben (Abschnitt 6.1). Um eine Bewertung anhand dieser Kriterien zu ermöglichen, müssen die, durch den Benutzer ausgeführten Nadelbewegungen während der virtuellen Punktion in Echtzeit aufgezeichnet werden, was in Abschnitt 6.2 dargestellt wird. Die Definition quantitativer Maßzahlen zur Bewertung der virtuellen Punktion erfolgt dann in Abschnitt 6.4. Diese Maßzahlen werden auch zur automatischen Generierung von Verbesserungsvorschlägen genutzt (Unterkapitel 6.5).

In Kapitel 8 wird erläutert, in welcher Weise die, in diesem Kapitel beschriebenen quantitativen Maßzahlen zur Bewertung der unterschiedlichen Punktionseingriffe genutzt werden. Die in diesem Kapitel dargestellten Methoden wurden in [FHD⁺08] veröffentlicht.

6.1 Qualitätskriterien eines Punktionseingriffs

Wichtigstes Kriterium für den Erfolg einer Punktion, ist das Treffen der zu punktierenden Region mit der Nadelspitze, um Flüssigkeit bzw. Gewebe entnehmen zu können oder Medikamente injizieren zu können.

Um Blutungen, Infektionen und unnötige Schmerzen zu vermeiden, sollte die Nadel keine Risikostrukturen, wie beispielsweise Gefäße, Darm oder Knochen verletzen oder berühren.

Da zum einen langwierige Eingriffe für den Patienten sehr belastend sein können, zum anderen effizientes Arbeiten der Ärzte in der klinischen Praxis durchaus von Bedeutung ist, sollte das Punktionsziel mit möglichst wenigen Versuchen (Einstichen mit der Nadel) getroffen werden und der Vortrieb der Nadel zügig erfolgen. Ein unbedachtes schnelles Eindringen mit der Nadel führt allerdings oft zu Fehlern und zeugt von mangelnder Sorgfalt.

Bei manchen Punktionseingriffen (bspw. bei der Lumbalpunktion) ist das Erreichen der zu punktierenden Region durch das Führen der Nadel entlang eines optimalen Einstichpfades für den Erfolg der Punktion relevant. Die Definition dieser Punktionspfade wird in Abschnitt 6.3 erläutert.

6.2 Aufzeichnung von virtuellen Punktionen

Während eines virtuellen Punktionseingriffs wird der Weg der Nadelspitze, die Anzahl der Versuche A und die Punktionszeit $t_E - t_0$ aufgezeichnet. Die Aufzeichnung des Pfades $Q = \vec{q}_0, \vec{q}_1, \dots, \vec{q}_E$ erfolgt in diskreten Zeitschritten mit einer Frequenz von ca. 30 Hz. Sie beginnt zum Zeitpunkt t_0 , an dem die Nadelspitze die Haut des virtuellen Patienten berührt $I_{Label}(\vec{x}_0) = \text{„Haut“}$ und endet zum Zeitpunkt t_E , wenn die Nadel den Körper wieder verlässt: $I_{Label}(\vec{x}_E) = \text{„Luft“}$. Zum Zeitpunkt t_0 wird ebenfalls der Einstichvektor $\vec{v}_0 = \vec{v}_{Schaft}$ (siehe Abschnitt 5.1.3) gespeichert.

Wird die Nadel im Rahmen mehrerer Punktionsversuche aus dem Körper herausgezogen und dringt erneut ein, so wird die Anzahl der Versuche A inkrementiert und der neue Versuch wird aufgezeichnet.

Der so aufgezeichnete Pfad kann zusammen mit der Punktionszeit und der Anzahl der Versuche zur Bewertung der Punktion verwendet werden. Zusätzlich kann der Punktionspfad visualisiert werden.

6.3 Definition optimaler Punktionspfade

Bei einigen Punktionsverfahren können patientenspezifische optimale Einstichpfade bzw. -regionen in Abhängigkeit von der speziellen Anatomie des Patienten von Experten bestimmt werden (bspw. Lumbalpunktion).

Über das Setzen von Referenzpunkten \vec{p}_i ($i = 0, 1, \dots, n$) mit zugehörigem zulässigen Radius r_i , erfolgt die Definition der Einstichpfade. Hierbei ist es möglich, für einen virtuellen Patienten unterschiedliche Einstichpfade zu definieren. Die Verknüpfung der so definierten Referenzpunkte zu einer zulässigen Einstichregion erfolgt, indem zwischen Referenzpunkten und den zulässigen Radien interpoliert wird. Das Ergebnis ist eine „Einstichröhre“, die aus Kegelstümpfen zusammengesetzt ist. Abbildung 6.1 illustriert dies an einem 2D-Beispiel.

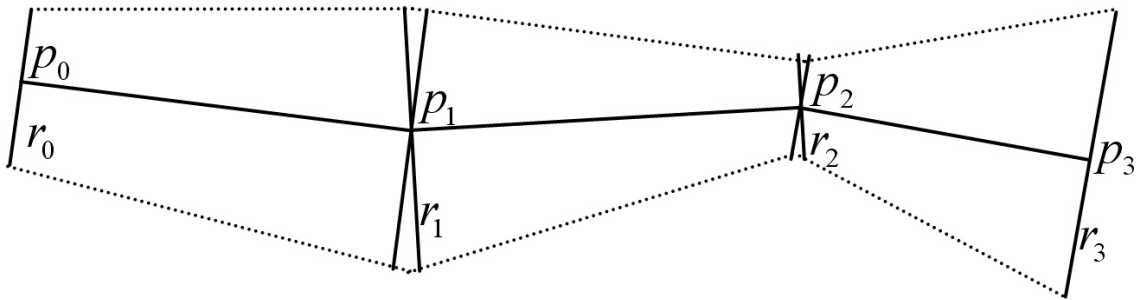


Abbildung 6.1: Definition eines optimalen Einstichpfades.

6.4 Quantitative Maßzahlen zur Punktionsbewertung

Über die in Abschnitt 6.2 definierten Messwerte während einer virtuellen Punktions und die in Abschnitt 6.3 erläuterten optimalen Punktionspfade, lassen sich quantitative Maßzahlen zur Bewertung virtueller Punktionseingriffe definieren, die als gewichtete Summe später die Gesamtpunktzahl ergeben.

Zeit \mathcal{K}_t : Anhand vorgegebener Minimal- und Maximalzeiten t_{min} und t_{max} wird die Punktionszeit entsprechend

$$\mathcal{K}_t = \begin{cases} 1/(t_{min} - (t_E - t_0)), & \text{falls } (t_E - t_0) < t_{min} \\ 1/((t_E - t_0) - t_{max}), & \text{falls } (t_E - t_0) > t_{max} \\ 1 & \text{sonst} \end{cases} \quad (6.1)$$

bewertet.

Anzahl der Punktionsversuche \mathcal{K}_A : Die Anzahl der Punktionsversuche fließt mit

$$\mathcal{K}_A = \begin{cases} 1/A, & \text{falls } A > 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (6.2)$$

in die Berechnung ein.

Treffen des Punktionsziels \mathcal{K}_Z : Im Vorfeld der virtuellen Punktion wird das Punktionsziel Z als Menge von Strukturindizes (vgl. Tab. 8.3 und 8.5) definiert, die der gewünschten Struktur im Labeldatensatz I_{Label} entsprechen. Über die Auswertung des Punktionspfades Q wird bestimmt, ob dieses Punktionsziel erreicht wurde:

$$\mathcal{K}_Z = \begin{cases} 1 & \text{falls } \exists(\vec{q}_i \in Q) : I_{Label}(\vec{q}_i) \in Z \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (6.3)$$

Verletzung von Risikostrukturen \mathcal{K}_R : Analog zur Definition von Zielstrukturen werden die Risikostrukturen für eine Punktion über die Menge R definiert. Das Kriterium „Verletzung von Risikostrukturen“ ergibt sich dann zu:

$$\mathcal{K}_R = \begin{cases} 0 & \text{falls } \exists(\vec{q}_i \in Q) : I_{Label}(\vec{q}_i) \in R \\ 1 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (6.4)$$

Einstichposition \mathcal{K}_P : Die optimale Einstichposition und die erlaubte Abweichung davon wird über p_0 und r_0 definiert. Die Bewertung erfolgt dann entsprechend

$$\mathcal{K}_P = \begin{cases} 1 & \text{falls } |\vec{q}_0 - \vec{p}_0| \leq r_0 \\ r_0/(|\vec{q}_0 - \vec{p}_0| - r_0) & \text{sonst.} \end{cases} \quad (6.5)$$

Einstichwinkel \mathcal{K}_W : Der Einstichwinkel α wird als Winkel zwischen Einstichvektor \vec{v}_0 und $\vec{p}_0 - \vec{p}_1$ ermittelt ($\cos(\alpha) = \frac{\vec{v}_0 \cdot (\vec{p}_0 - \vec{p}_1)}{|\vec{v}_0| \cdot |\vec{p}_0 - \vec{p}_1|}$). Über den Parameter α_{max} wird angegeben, welche Abweichungen zulässig sind:

$$\mathcal{K}_Z = \begin{cases} 1 & \text{falls } \cos(\alpha) < \cos(\alpha_{max}) \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (6.6)$$

Punktionstiefe \mathcal{K}_D : Die Punktionstiefe gibt an, wie weit die Nadel in den Körper eingedrungen ist und wird bestimmt durch

$$depth = \max_{\vec{q}_i \in Q} |\vec{q}_i - \vec{q}_0|. \quad (6.7)$$

Über den Vergleich mit der Strecke zwischen erstem (\vec{p}_0) und letztem (\vec{p}_n) Referenzpfadpunkt wird bestimmt, ob die Nadel zu tief oder nicht tief genug eingedrungen ist:

$$\mathcal{K}_D = \begin{cases} 1 & \text{falls } |depth - |\vec{p}_0 - \vec{p}_n|| \leq r_n \\ \frac{r_n}{|depth - |\vec{p}_0 - \vec{p}_n||} & \text{sonst.} \end{cases} \quad (6.8)$$

Abweichung vom optimalen Einstichpfad \mathcal{K}_E : Für alle Punkte \vec{q}_i des Einstichpfades wird der Abstand zum optimalen Pfad $E(\vec{q}_i)$ bestimmt, falls dieser größer als der vorgegebene Abstand ist (siehe Abb. 6.1).

Seien \vec{p}_j und \vec{p}_{j+1} , die zu \vec{q}_i nächsten Punkte des Referenzpfades und \vec{q}_i^p die orthogonale Projektion von \vec{q}_i auf $\vec{v}_j = \vec{p}_{j+1} - \vec{p}_j$, dann ist der Abstand $e(\vec{q}_i)$ von \vec{x}_i zum Punktionspfad definiert als $e(\vec{q}_i) = |\vec{q}_i^p - \vec{q}_i|$ und die Fehlerfunktion $E(\vec{q}_i)$ ergibt sich zu:

$$E(\vec{q}_i) = \begin{cases} 0 & \text{falls } e(\vec{q}_i) > r(\vec{q}_i) \\ e(\vec{x}_i) - r(\vec{x}_i) & \text{sonst.} \end{cases} \quad (6.9)$$

mit $r(\vec{x}_i) = r_j + \frac{|\vec{p}_j - \vec{q}_i^p|}{|\vec{v}_j|} \cdot (r_{j+1} - r_j)$

Damit ergibt sich \mathcal{K}_E zu

$$\mathcal{K}_E = \begin{cases} 1 & \text{falls } \sum_{\vec{q}_i \in Q} E(\vec{q}_i) = 0 \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (6.10)$$

Berechnung der Gesamtpunktzahl: Die Gesamtpunktzahl \mathcal{P} ergibt sich als gewichtete Summe der Kriterien

$$\mathcal{P} = \sum_{i \in \mathcal{M}} \omega_i \cdot \mathcal{K}_i \quad (6.11)$$

mit $0 \leq \mathcal{K}_i \leq 1$ und $\mathcal{M} = \{t, A, Z, R, P, W, D, E\}$.

Hierbei ist $\sum_{i \in \mathcal{M}} \omega_i = 100$, um eine maximale Punktzahl von 100 Punkten vorzugeben.

6.5 Automatische Erstellung von Verbesserungsvorschlägen

Die im obigen Abschnitt 6.4 erläuterten Kriterien werden neben der Berechnung der Punktionsbewertung auch zur Erstellung von Verbesserungsvorschlägen verwendet.

Falls in einem Kriterium nicht die volle Punktzahl ($\mathcal{K}_i < 1$) erreicht wurde, wird in einem Bewertungsfenster im Anschluss an die virtuelle Punktion der Grund hierfür angegeben und wie dies im nächsten Punktionsversuch verbessert werden kann. Die Ausgabe kann hierbei in Deutsch oder Englisch erfolgen. Abbildung 6.2 zeigt, wie eine solche Ausgabe aussehen kann.

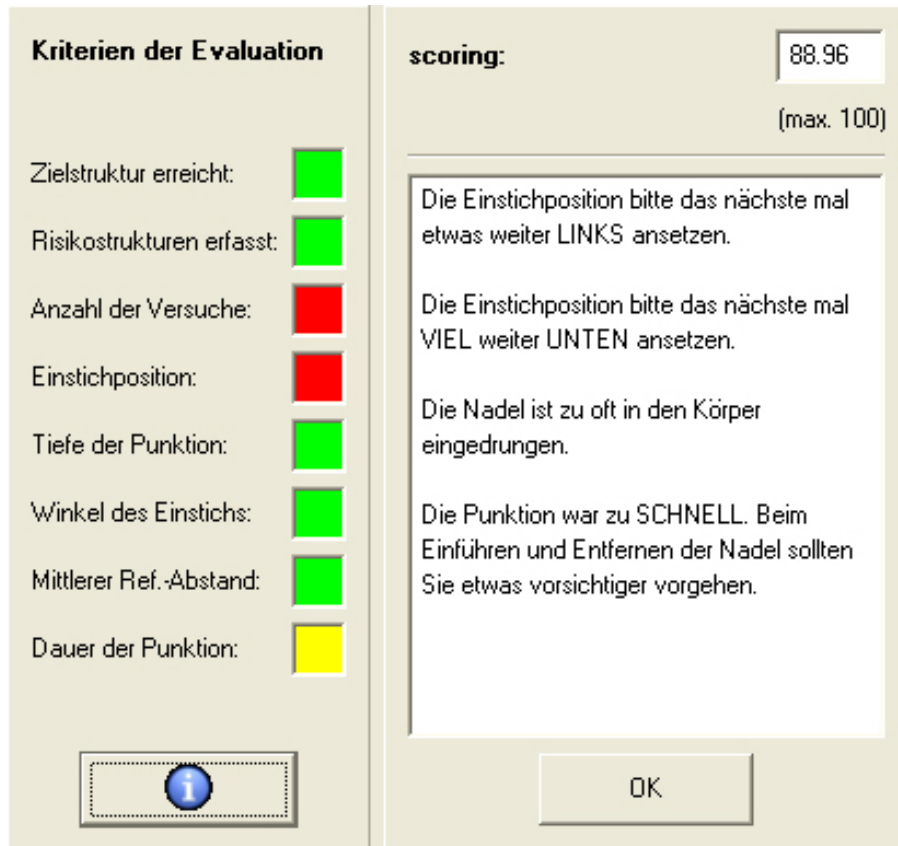


Abbildung 6.2: Ausgabe der Punktionsbewertung für eine virtuelle Lumbalpunktion. Es werden die erreichte Punktzahl und die Erfolge bzw. Misserfolge in den einzelnen Kategorien angezeigt. In einem Textfenster werden die Fehler und die möglichen Verbesserungen angegeben.

Kapitel 7

Framework zur Simulation von Punktionseingriffen

Die in den Kapiteln 4 bis 6 entwickelten Algorithmen und Methoden wurden in eine Applikation für die Simulation und das Training von Punktionseingriffen integriert.

Das gesamte Trainingssystem besteht hierbei hardwareseitig aus den, in Abschnitt 7.1 beschriebenen Festbauteilen zur dreidimensionalen haptischen und grafischen Darstellung des Punktionsvorgangs. Softwareseitig erfolgte die Integration der grafischen und haptischen Renderingmethoden und der Bewertungskomponente unter Verwendung von Multithreading. Dies wird in Abschnitt 7.4 weiter verfolgt.

Der Aufbau und die Funktionalität der grafischen Benutzeroberfläche wird in Unterkapitel 7.2 erläutert. Abschließend erfolgt in Abschnitt 7.3 eine Beschreibung der für den Simulator erforderlichen Parameter und Eingabedaten.

Im Kapitel 8 werden dann die unterschiedlichen Punktionseingriffe präsentiert, die mit der entwickelten Applikation simuliert und trainiert werden können.

7.1 Hardware

7.1.1 Haptisches Ein-/Ausgabegerät

Für die Eingabe von Nadelbewegungen durch den Benutzer und die Rückgabe von simulierten Nadelkräften an den Benutzer, werden zwei Bauarten des haptischen Kraftrückkopplungsgerätes „Phantom Premium 1.5 6DOF“ von der Firma „Sense-Able Technologies“ verwendet, eine Standard- und eine High-Force-Variante.

Die Geräte sind mit sechs Freiheitsgraden für die Eingabe ausgestattet, mit denen sowohl die Translation, also die Positionsveränderungen, als auch die Rotation, also die Ausrichtung der Gerätespitze, definiert werden können. Außerdem verfügen die Geräte über sechs Freiheitsgrade für das haptische Feedback, dadurch kann sowohl die Rückgabe von Kräften (Translation) als auch die Rückgabe von Drehmomenten (Rotation) erzeugt werden. Dies ist ein großer Vorteil gegenüber den meisten anderen haptischen Geräten, die nur über drei Freiheitsgrade zur Ausgabe verfügen und bei denen somit die Rückgabe von Drehmomenten nicht möglich ist. Weitere Daten zu den eingesetzten Modellen finden sich in Tabelle 7.1.

Die Steuerung des Gerätes erfolgt über einen stiftartigen Endeffektor, der über drei Arme mit dem Fuß der Vorrichtung verbunden ist (Abb. 7.1). Der Endeffektor entspricht in der Simulation der virtuellen Nadel.

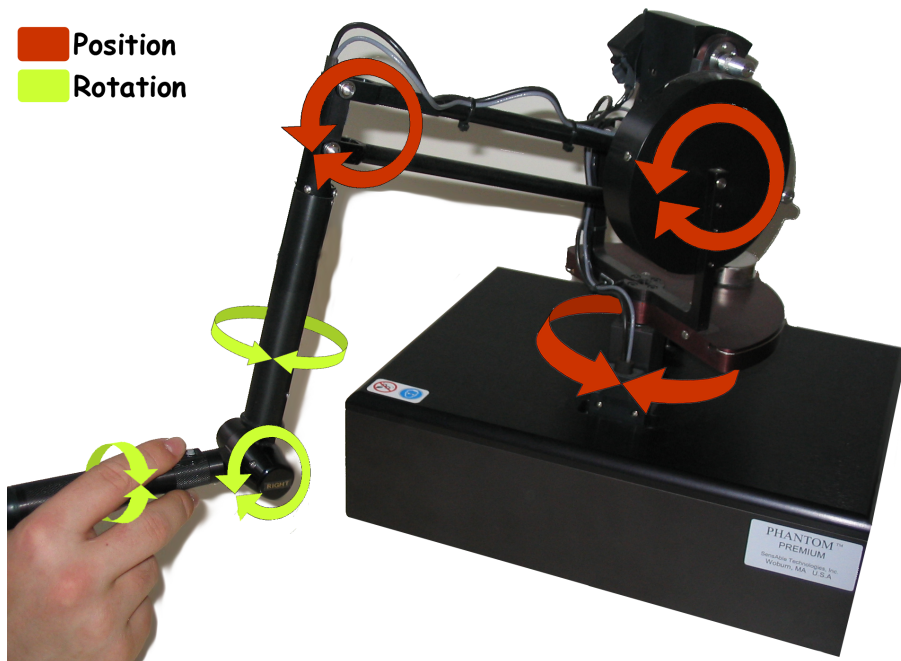


Abbildung 7.1: Haptisches Gerät „PHANTOM Premium 1.5 6DOF“

7.1.2 Display

Für die Darstellung der virtuellen Szene wird ein Röhrenmonitor mit hoher Bildwiederholrate in Verbindung mit einer Shutter Brille (zeitliches Multiplex Verfahren für die Stereoskopie vgl. Abschnitt 2.2.1) verwendet. Der Monitor erreicht hierbei bei einer Auflösung von 1600×1200 Bildpunkten eine Wiederholfrequenz von $120Hz$, $60Hz$ je Auge.

Technische Daten Sensable Phantom Premium			
		Standard	High-Force
Arbeitsraum	Translation	381 <i>B</i> × 267 <i>H</i> × 191 <i>T</i> mm	
	Rotation		
	Gierwinkel	297°	
	Nickwinkel	260°	
	Rollwinkel	335°	
Aufstellmaß		330 <i>B</i> × 254 <i>T</i> mm	
Auflösung	Translation	0,03 mm	
	Rotation		
	Gierwinkel	0,0023°	
	Nickwinkel	0,0023°	
	Rollwinkel	0,0080°	
Mechanische Reibung		0,04 N	0,2 N
Maximale Kraft und Drehmoment bei orthogonal stehenden Gelenken	Translation	8,5 N	37,5 N
	Rotation		
	Gier/Nick Roll	515 mNm 1704 mNm	
Kontinuierliche Kraft und Drehmoment bei orthogonal stehenden Gelenken	Translation	1,4 N	6,2 N
	Rotation		
	Gier/Nick Roll	188 mNm 48 mNm	
Steifigkeit		3,5 N/mm	
Gewicht		9 kg	

Tabelle 7.1: Technische Daten der Sensable Phantom Premium Baureihe

Alternativ kann die dreidimensionale Darstellung auch im Frequenzmultiplex-Verfahren unter Verwendung von rot/grün Brillen erfolgen, falls eine größere Anzahl von Benutzern den virtuellen Punktionsvorgang dreidimensional visualisiert verfolgen möchte.

7.1.3 Immersiver Aufbau

Um die Immersion des Benutzers bei der Durchführung virtueller Punktioneingriffe zu verstärken, wird ein immersiver Aufbau der Fa. Sensegraphics eingesetzt (Abb. 7.2). Bei diesem Aufbau steht das haptische Gerät unter einem Spiegel, den der Benutzer von oben betrachtet. Durch die Anordnung des Monitors über diesem Spiegel wird die virtuelle Szene für den Benutzer dort dargestellt, wo seine Hände

mit dem haptischen Gerät interagieren. Bei dieser Anordnung muss das Monitorbild spiegelverkehrt dargestellt werden, was softwareseitig oder hardwareseitig erfolgen kann.

Da die vom Hersteller mitgelieferten Bibliotheken lediglich die gespiegelte Ausgabe der, durch die Grafikkarte dreidimensional gerenderten Inhalte erlauben und diese in der vorliegenden Arbeit aus Kompatibilitätsgründen nicht verwendet werden konnten, wurde stattdessen der Monitor technisch so verändert, dass die Darstellung permanent spiegelverkehrt erfolgt.

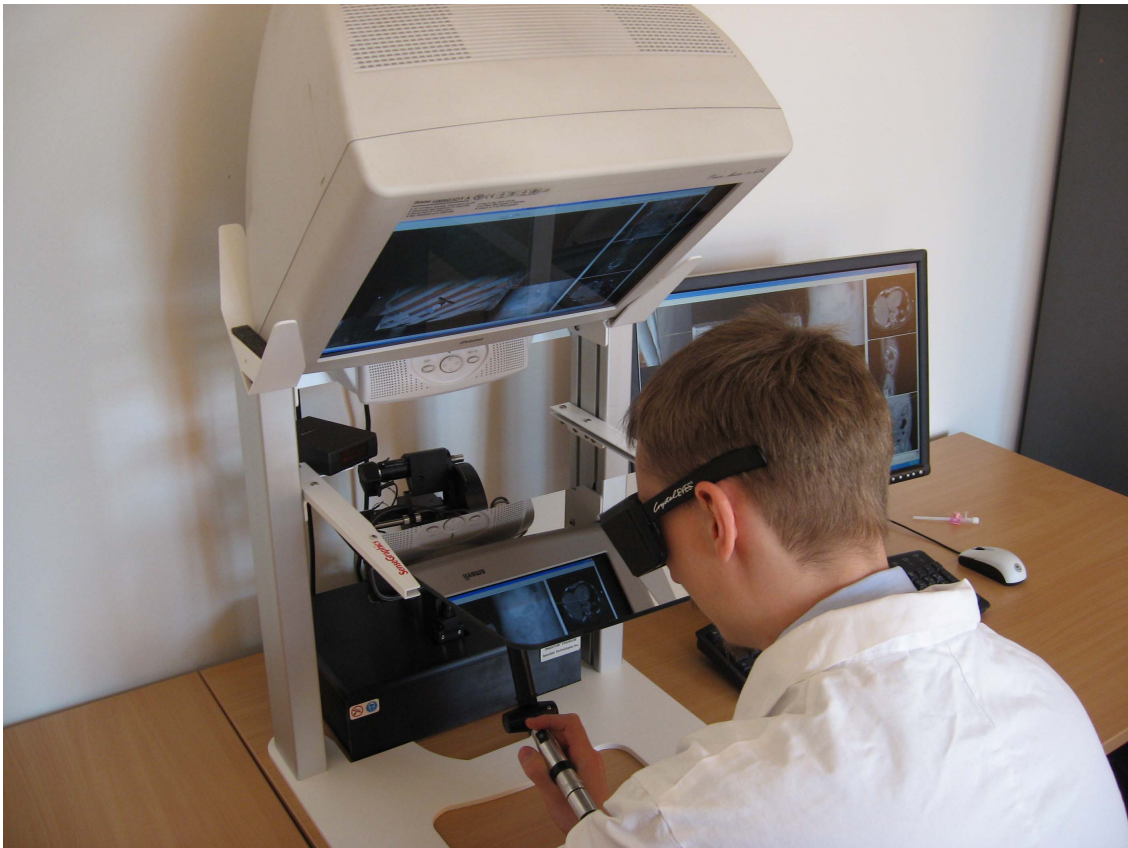


Abbildung 7.2: Immersiver Aufbau

7.2 Grafische Benutzeroberfläche

Die wesentliche Aufgabe der grafischen Benutzeroberfläche ist die realistische und didaktisch sinnvolle Darstellung des virtuellen Punktionseingriffs. Sie wird daher von den unterschiedlichen Visualisierungsmöglichkeiten dominiert (Abb. 7.3). Das

Darstellungsfenster der Anwendung wird auf der rechten Seite im Verhältnis 1 zu 3 geteilt, wobei die linke Seite die dreidimensionalen Visualisierungen anzeigt, während die 2D-Ansichten auf der rechten Seite der Benutzeroberfläche dargestellt werden.

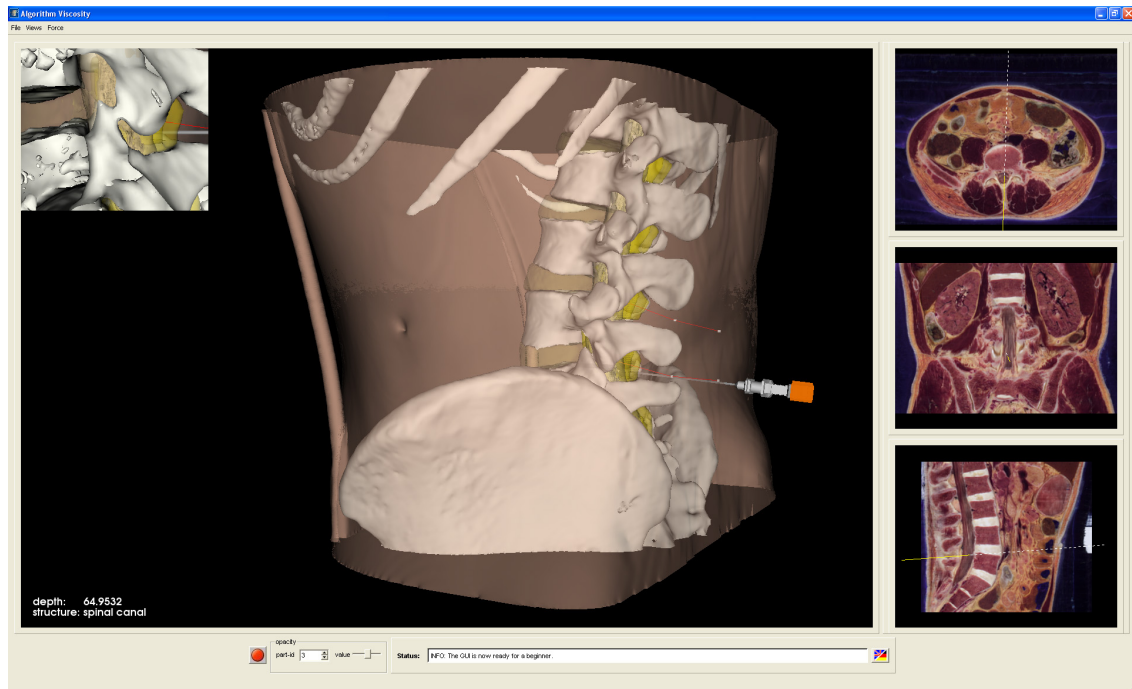


Abbildung 7.3: Grafische Benutzeroberfläche für einen Anfänger-Benutzer. Es werden die Hauptansicht in der Mitte, die Seitenansicht in der linken oberen Ecke, die orthogonalen Schichten am rechten Rand angezeigt.

Einstellungen an der Visualisierung, das Laden der Patientendatensätze sowie das Aufzeichnen von Kraftkurven können vom Benutzer über ein Menü vorgenommen werden. Das Starten der Punktionsbewertung, die Auswahl der Benutzersprache und die Einstellung der Opazitäten der Strukturen in der 3D-Ansicht, erfolgt am unteren Rand der Benutzeroberfläche.

Die Anwendung arbeitet bei aufwändigeren Einstellungen mit Unterfenstern, die entsprechenden Benutzeroberflächen für die Visualisierungsoptionen und das Starten der Punktionsbewertung werden in Abbildung 7.4 und Abb. 7.5 dargestellt.

Die Umsetzung der grafischen Benutzeroberflächen erfolgte unter Verwendung der *QT* Klassenbibliothek der Fa. *Trolltech* [BS08].

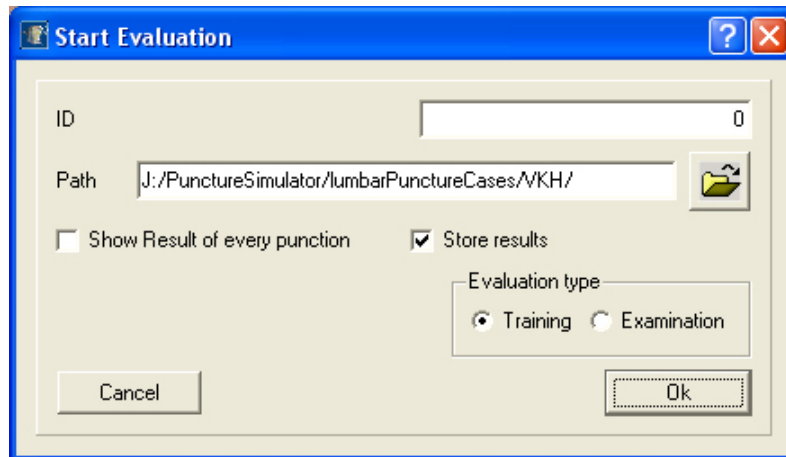


Abbildung 7.4: Dialog zur Bestimmung der Scoringoptionen. Es können Einstellungen zum Bewertungsverfahren und zur Speicherung der Ergebnisse vorgenommen werden.

7.2.1 Anpassung der Anzeigen und Hilfen an den Kenntnisstand des Benutzers

Über die in Kapitel 5 beschriebenen unterschiedlichen dreidimensionalen und zweidimensionalen Ansichten bieten sich dem Benutzer vielfältige Möglichkeiten, die Anatomie des punktierten Bereiches zu verstehen und einen Einblick in den Körper zu erlangen.

Obwohl dies während einer realen Punktion nicht möglich ist, soll dieses Szenario im Simulator ermöglicht werden. Über die Angabe eines Wissens- bzw. Erfahrungsstandes des Benutzers kann bestimmt werden, welche grafischen und textuellen Hilfen dem Benutzer während des virtuellen Punktionseingriffs zur Verfügung stehen und welche ausgeblendet werden. Der Kenntnisstand wird in drei Klassen: Anfänger, Fortgeschrittener und Experte unterteilt.

Tabelle 7.2 zeigt, welche Hilfen und Anzeigen in den unterschiedlichen Kenntnisstandsklassen zur Verfügung stehen bzw. ausgeblendet werden.

Abbildung 7.3 zeigt die grafische Benutzeroberfläche im Anfänger-Modus und Abbildung 7.6 die grafische Benutzeroberfläche für einen Experten.

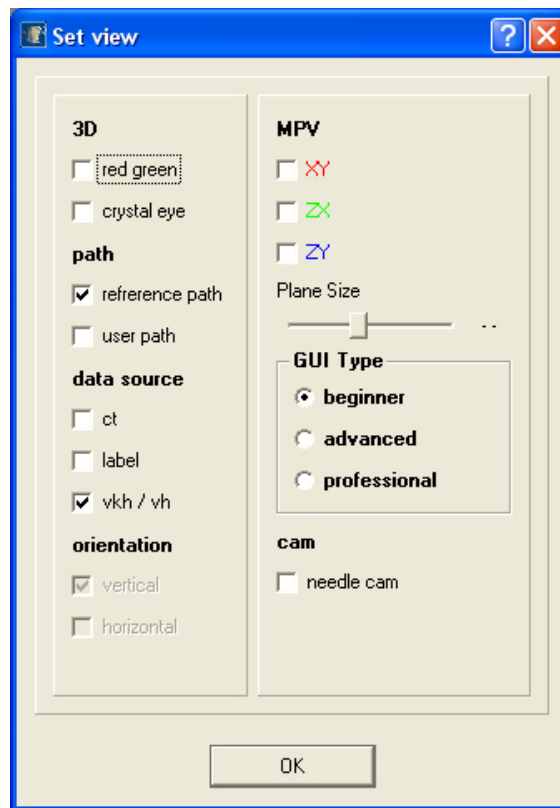


Abbildung 7.5: Dialog zur Bestimmung der Visualisierungsoptionen. Benutzer können einstellen welche Visualisierungen und Hilfen dargestellt werden sollen und die stereoskopischen Anzeigeverfahren auswählen.

7.3 Eingabeparameter und -daten des Simulationsframeworks

Eine im XML-Format aufgebaute Datei fasst die, für die Simulation notwendigen Eingabedaten und -parameter zusammen. Für jeden virtuellen Patienten wird eine entsprechende Datei erstellt. Die Bearbeitung dieser Dateien kann bspw. in einem Textverarbeitungsprogramm erfolgen.

7.3.1 Eingabedaten

Die Speicherorte der in Kapitel 3 angegebenen 3D-Bilddaten I_{CT} , ∇I_{CT} , I_L und I_{RGB} werden als Referenz in die XML-Datei eingetragen. Die Cryotom-Schnittbilder (I_{RGB}) sind hierbei optional. Falls keine 3D-CT-Daten und somit auch keine Gra-

Anzeige/Hilfe	Anfänger	Fortgeschrittener	Experte
Hauptansicht	✓	✓	✓
Röntgensimulation	✓	✓	✓
Verfolgungsansicht	✓	✓	-
Seitenansicht	✓	✓	-
Ausblenden von Organen	✓	-	-
Orthogonale Schichten	✓	✓	-
Multiplanare Ansichten	✓	-	-
Texteinblendungen	✓	✓	-
Hintergrundfarben	✓	✓	-
Optimale Pfade	✓	-	-

Tabelle 7.2: Anpassung der Hilfen und Anzeigen an den Kenntnisstand des Benutzers.

dientendaten vorhanden sind, erfolgt die haptische Simulation auf Basis der Labeldaten.

Um Interpolationsberechnungen während des Simulationsprozesses zu vermeiden, wird vorgegeben, dass alle Bilddaten in gleicher Auflösung und Größe gegeben sind.

Zusätzlich zu den Bilddaten werden die, in Abschnitt 3.4 beschriebenen Oberflächenmodelle im VTK-Format für die Visualisierung der Punktionsrelevanten Organe und ein Nadelmodell geladen.

7.3.2 Visualisierungsparameter

Die Visualisierungsparameter beinhalten die Farbdefinitionen für die Oberflächenmodelle als RGB-Farbwerte und initiale Opazitätswerte dieser Oberflächen, die zur Laufzeit vom Benutzer geändert werden können. Um dem Benutzer den direkten Einblick auf die, zu punktierende Region zu gewährleisten, werden die initiale Position \vec{x}_{Cam} , der Fokuspunkt \vec{x}_{Fokus} und der Aufrechtvektor \vec{v}_{Up} der Kamera definiert.

Für die orthogonalen Ansichten (siehe Abschnitt 5.2) werden Drehungswinkel und eventuelle Spiegelungsachsen so definiert, dass die Bewegung der Nadel in den 2D-Ansichten intuitiv der Bewegung des Benutzers entspricht. Das heißt, die Nadel dringt von unten bzw. von links ein und eine Bewegung des Eingabegerätes nach rechts führt im 2D-Bild zu einer Rechtsbewegung der virtuellen Nadel.

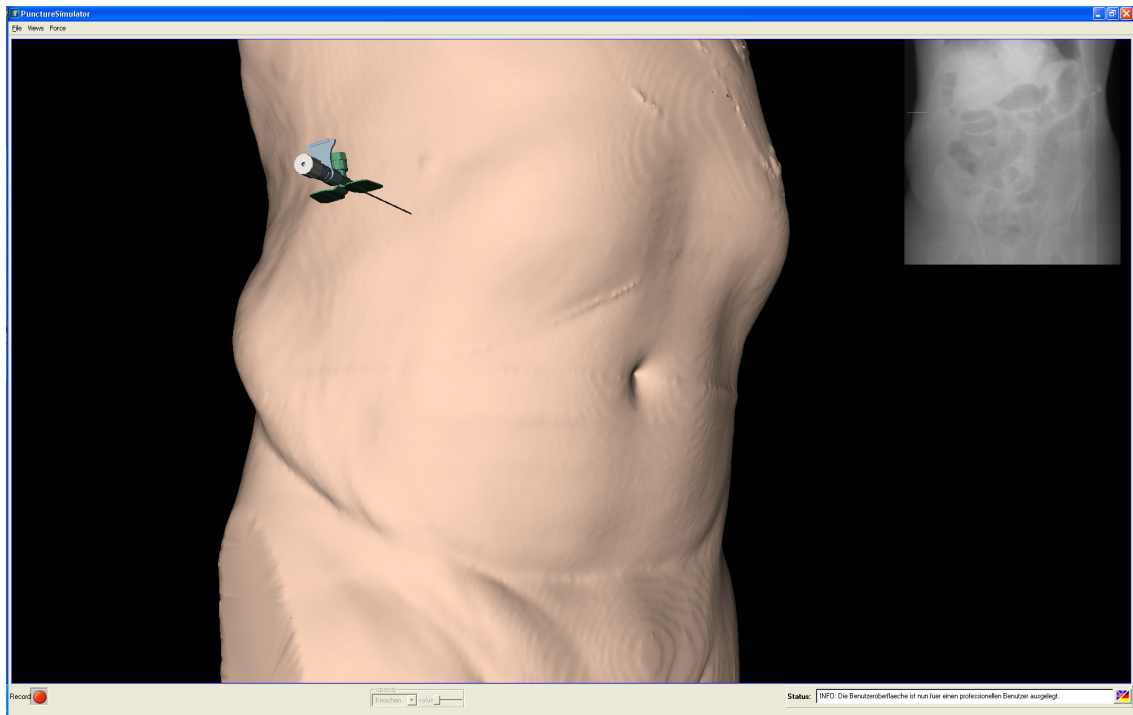


Abbildung 7.6: Grafische Benutzeroberfläche für einen Experten bei der PTCD. Es wird lediglich die Hautoberfläche des Patienten und die simulierte Röntgenansicht gezeigt.

7.3.3 Haptik-Parameter

Für alle Strukturen, die in den 3D-Labeldaten I_L vorkommen, werden die haptischen Materialeigenschaften Festigkeit \mathcal{F}_{Stiff} , Viskosität \mathcal{F}_{Visc} , Eindringkraft \mathcal{F}_{Resist} und Oberflächenreibung \mathcal{F}_{Fric} in der XML-Datei definiert.

Darüber hinaus erfolgt die Definition der Nadeleigenschaften Biegekonstante κ , maximaler Biegewinkel α_{max} , Schaftlänge l und Anzahl der Schaftelemente n entsprechend der verwendeten Punktionsnadel und der angestrebten haptischen Wiederholrate (siehe Kapitel 2.3).

Die Parameter für die haptischen Eigenschaften der unterschiedlichen Strukturen wurden zum einen mit Hilfe von, aus der Literatur [OSO04, HBD07, BPH⁺97, BHT00, SO02, HTK⁺07, MAA⁺04, KWC⁺02] bekannten Werten für einige der Strukturen bestimmt, zum anderen wurden die Parameter in Absprache mit erfahrenen Medizinern angepasst, da die Gewebeeigenschaften nicht für alle Strukturen verfügbar sind und sich in der Literatur teilweise widersprüchliche Ergebnisse finden (siehe auch Abschnitt 9.5).

Auch vor dem Hintergrund unterschiedlicher, patientenindividueller Gewebeeigenschaften, kann eine patientenindividuelle Parametrisierung auf diese Weise die Bandbreite der möglichen Widerstände und Reibungen besser abbilden, als eine globale Definition der Gewebeeigenschaften.

7.3.4 Bewertungsparameter

Die Bewertungsparameter bestimmen, auf welche Weise die virtuellen Punktionen evaluiert werden. Zu diesen Parametern zählen die Definitionen von Ziel- und Risikostrukturen und die Bestimmung der maximalen und minimalen Punktionszeit. Ist es möglich für den Punktionseingriff optimale Punktionspfade zu ermitteln, so können diese optional in beliebiger Anzahl in der XML-Datei angegeben werden.

7.4 Softwarearchitektur

Die Implementierung der Simulationsanwendung erfolgte objektorientiert in *C++*. Die hierbei entstandenen Klassen können über ihre methodische Ausrichtung in den Komponenten

- Haptik,
- Visualisierung,
- Bewertung und
- grafische Benutzeroberfläche

zusammengefasst werden.

In Abbildung 7.7 wird ein Überblick über die Softwarearchitektur und den Systemaufbau des Simulationsframeworks gegeben, dies wird im Folgenden näher erläutert.

Durch die Aufteilung der Funktionalität in zwei nebenläufige Prozesse (engl. Threads) wird sichergestellt, dass die für eine Echtzeit-Simulation erforderlichen Wiederholraten erreicht werden. Ein Scheduler regt hierbei in kurzen Abständen (mindestens 1000 Hz.) die Ausführung der haptischen Komponente an, die zum einen die Kommunikation mit dem haptischen Ein-/Ausgabegerät steuert und zum anderen die Kräfte und Drehmomente auf Basis der Gerätebewegungen, der dreidimensionalen Label- und CT-Bilddaten und der haptischen Parameter berechnet.

Die anderen Komponenten werden vom Scheduler in längeren Abständen (ca. 30 Hz) zu Aktualisierungen angeregt.

Die Bewertungskomponente protokolliert mit dieser Frequenz die Bewegungen der Nadel und berechnet anhand der so aufgezeichneten Punktionspfade auf Anfrage der Benutzeroberfläche die Bewertungen der Punktionen.

Die Visualisierungskomponente aktualisiert die zwei- und dreidimensionalen Darstellungen der virtuellen Punktion auf Basis der aktuellen Proxypositionen und Biegekräfte, der dreidimensionalen Eingabebilddaten und der Oberflächenmodelle von Organen und Nadel. Das (Stereo-)Rendering der geänderten Szene erfolgt in einem zusätzlichen OpenGL-Thread, dessen Ausführungsgeschwindigkeit stark von der Komplexität der Szene und der Leistung der verwendeten Grafikkarte abhängt (siehe Abschnitt 5.6).

Die Darstellung der Visualisierungen auf dem Bildschirm, die Verwaltung der Benutzereingaben und deren Weiterleitung an die entsprechenden Applikationskomponenten erfolgt über die grafische Benutzeroberfläche.

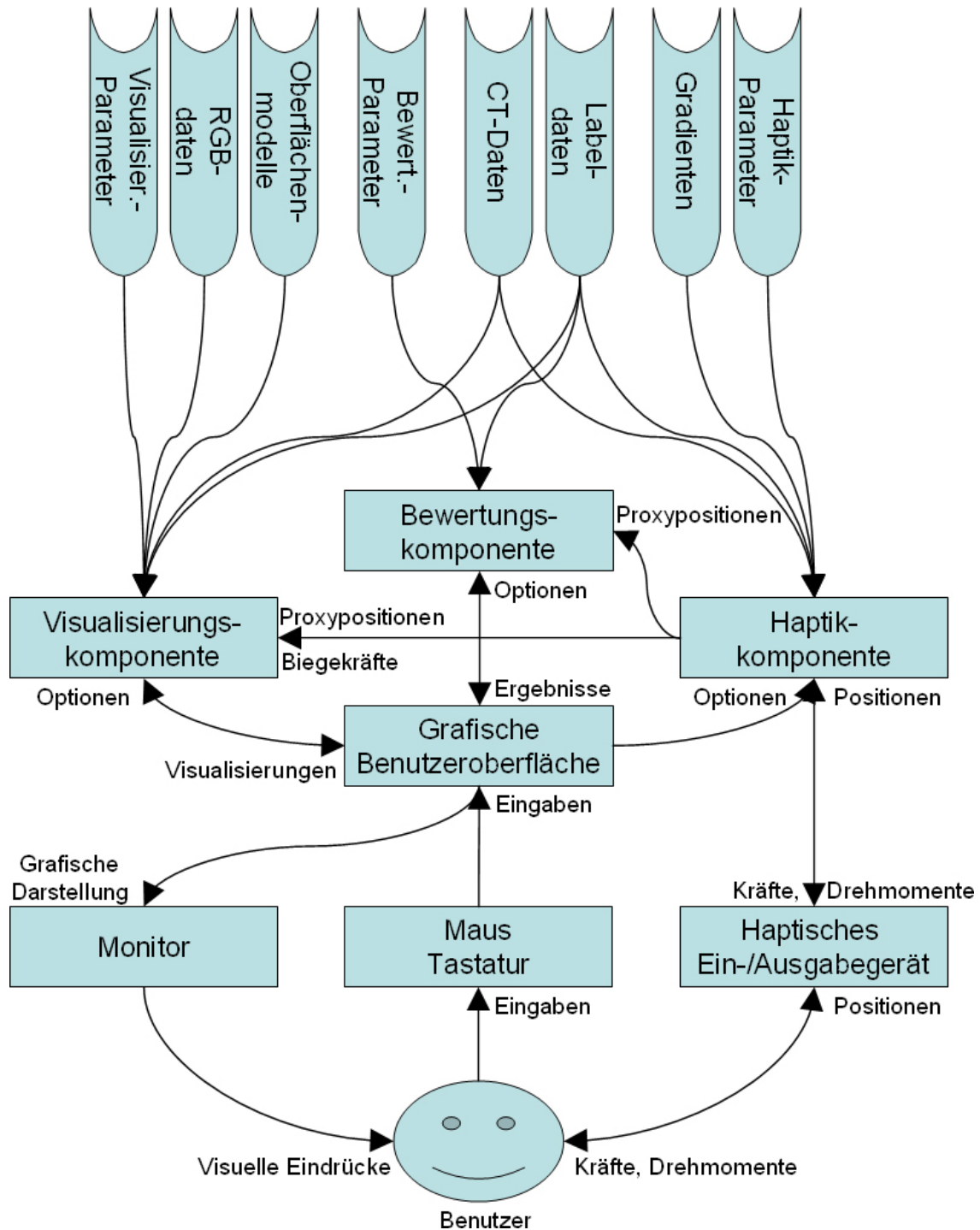


Abbildung 7.7: Überblick über den Systemaufbau des Simulationsframeworks. Die am oberen Bildrand dargestellten Eingabedaten werden den Softwarekomponenten des Systems verfügbar gemacht. Die Abbildung zeigt zudem den Austausch von Daten, Einstellungen und Ereignissen zwischen des Software- und Hardwarekomponenten des Systems.

Kapitel 8

Anwendungen

Die, im vorigen Kapitel erläuterte Applikation, wurde im Rahmen dieser Arbeit für die Simulation und das Training von verschiedenen Punktionseingriffen angepasst und verwendet. Im Einzelnen sind dies die Lumbalpunktion, die Aszitespunktion und die perkutane transhepatische Cholangiodrainage, die in den folgenden Abschnitten näher erläutert werden. Hierbei sollen neben dem medizinischen Hintergrund der Punktionen auch die Bewertungskriterien beschrieben und die, im Rahmen dieser Arbeit erstellten virtuellen Patienten für die Punktionseingriffe vorgestellt werden.

8.1 Virtuelle Lumbalpunktion

Die Umsetzung der virtuellen Lumbalpunktion erfolgte in Absprache mit medizinischen Experten aus der Neurologie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf (Prof. Dr. Gerloff, Dr. Hummel). Da bei diesem Eingriff die Nadelkräfte Aufschluss über die aktuelle Position der Nadelspitze geben, ist die Lumbalpunktion für ein Training in einem haptischen Simulationssystem in besonderer Weise geeignet. Im Folgenden werden der medizinische Hintergrund des Eingriffs, die Bewertungskriterien und die virtuellen Lumbalpunktionspatienten beschrieben.

8.1.1 Medizinischer Hintergrund der Lumbalpunktion

Die Lumbalpunktion stellt einen medizinischen Eingriff dar, der sowohl zu Diagnose- als auch zu Therapiezwecken eingesetzt wird.

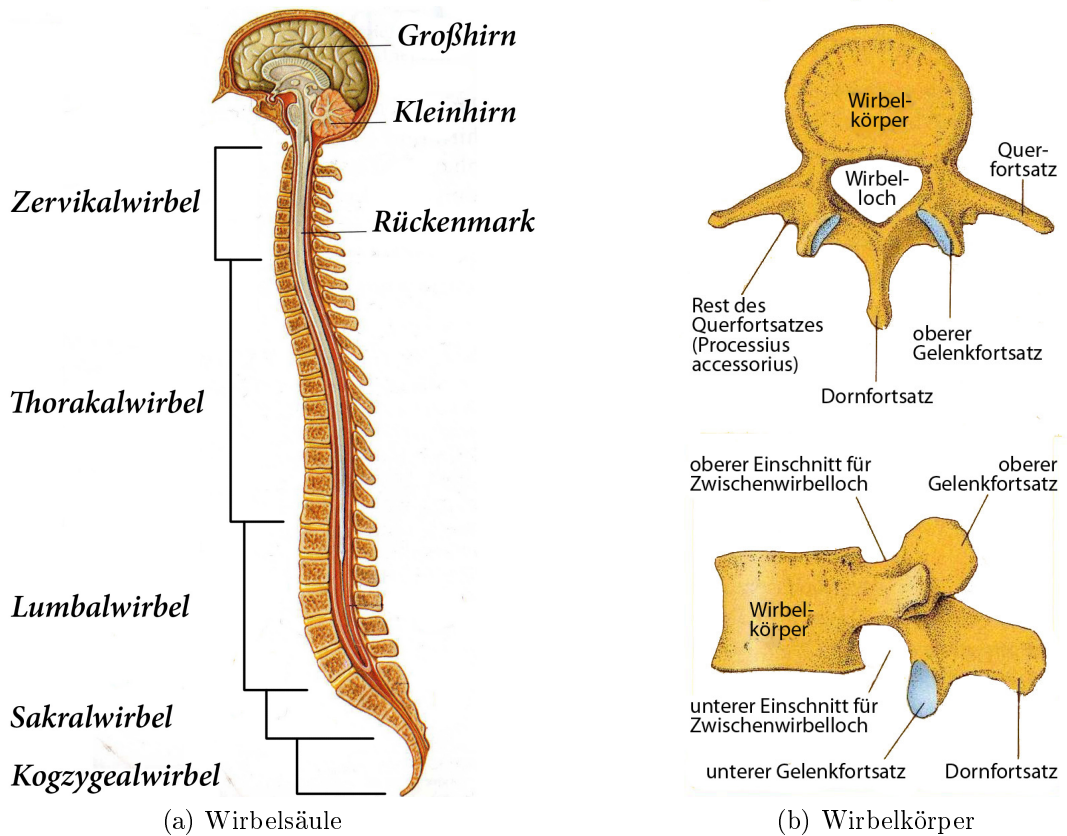


Abbildung 8.1: Schematische Darstellung der Wirbelsäule und der Lumbalwirbel [Men03, Smi97].

Im Rahmen der therapeutischen Anwendung werden beispielsweise Betäubungsmittel zur Lokalanästhesie injiziert. Auch die Injektion von Medikamenten wie Chemotherapeutika kann mittels Lumbalpunktionen erfolgen.

Zu Diagnosezwecken wird mittels Lumbalpunktionen Rückenmarksflüssigkeit (Liquor cerebrospinalis, kurz Liquor) entnommen. Durch die Analyse dieser Flüssigkeit können verschiedene Krankheitsbilder wie beispielsweise Multiple Sklerose oder Meningitis festgestellt werden. Die ersten Lumbalpunktionen wurden bereits 1891 von Quincke [Qui91] und Wynter [Wyn91] durchgeführt.

Anatomie des Lumbalbereiches Die Wirbelsäule des Menschen ist, wie in Abbildung 8.1(a) zu erkennen, in fünf Abschnitte unterteilt. Der für die Punktion relevante Bereich der Lumbalwirbel besteht dabei aus fünf Wirbelkörpern, die von oben nach unten mit L1 bis L5 bezeichnet werden [Smi97].

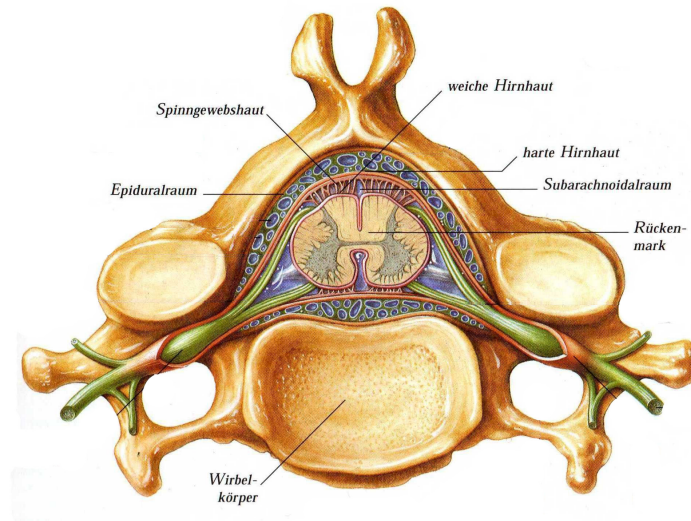


Abbildung 8.2: Schematische Darstellung des Spinalkanals [Smi97].

Der Aufbau eines Wirbels im Lumbalbereich geht aus Abbildung 8.1(b) hervor. Jeder Wirbel besteht aus dem Wirbelkörper (Corpus Vertebrae), dem Wirbelloch (Foramen Vertebrales), den beiden Querfortsätzen (Processus transversi), den beiden Gelenkfortsätzen (Processus articularis) und dem Dornfortsatz (Processus spinosus) [Men03].

Aus der Kombination der einzelnen Wirbellöcher der übereinander liegenden Wirbel, ergibt sich der Spinalkanal (Canalis vertebralis). In ihm befindet sich das Rückenmark, welches, wie in Abbildung 8.1(a) zu erkennen, zwischen dem zweiten und dritten Lumbalwirbel endet. Darunter befinden sich nur noch Nervenfaserbündel, die wie ein „Pferdeschweif“ (Cauda equina) auseinander laufen [Smi97].

Umgeben wird der Spinalkanal von dem Epiduralraum (Cavum epidurale), der größtenteils aus Fettgewebe und Venenplexus besteht. Die harte Rückenmarkshaut (Dura mater) bildet gemeinsam mit der weichen Rückenmarkshaut (Arachnoidea spinalis) den Subarachnoidalraum (Cavum subarachnoideale). Darin fließt der, bei der Lumbalpunktion zu extrahierende Liquor.

Um diesen zu erreichen, muss die Nadel im Laufe der Punktion Haut, Fett, Bindegewebe, Muskulatur und verschiedene Wirbelsäulenbänder, die der Stabilisierung der Wirbelsäule dienen, durchstoßen. Die Wirbelsäulenbänder (Abb. 8.3) umfassen hierbei das Dornfortsatzband (Ligamentum supraspinale), das Zwischendornfortsatzband (Ligamentum interspinale) und schließlich das Zwischenquerfortsatzband (Ligamentum flavum) [Men03].

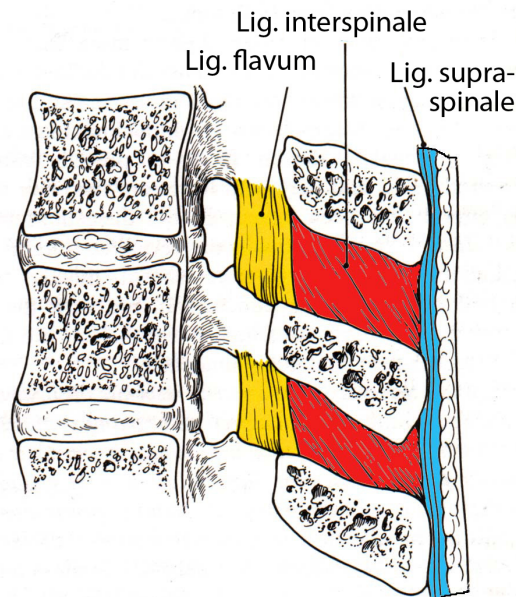


Abbildung 8.3: Schematische Darstellung der Wirbelbänder [Men03].

Risiken Das Auftreten von Kopfschmerzen, des „postpunktionellen Syndroms“, ist die häufigste Nebenwirkung, die im Anschluss an eine Lumbalpunktion auftritt. Diese gehört bei zwanzig Prozent aller Patienten zum Erscheinungsbild. Darüber hinaus können als Folge von Nervenwurzelreizungen Schmerzen in Beinen und im Gesäß auftreten [Die05].

Nicht sauber ausgeführte Punktionen, bei denen die Nervenhäute auf den Knochen oder die Nervenenden im Spinalkanal berührt werden, können zu starken Schmerzen beim Patienten führen [Die05]. Weil die Nervenenden bei Kontakt mit der Nadel im Liquor verschoben werden, kann das Risiko des Durchstoßens von Nervenbahnen vernachlässigt werden.

Allgemein ist bereits das Einführen der Nadel bei dieser Form der Punktion für den Patienten unangenehm, mehr als vier Punktionsversuche sind für den Patienten daher kaum zumutbar. Daher sollte darauf geachtet werden, dass bereits beim ersten Punktionsversuch der Liquor gefunden und extrahiert wird [Die05].

Durchführung Bei der Lumbalpunktion sitzt der Patient und beugt sich ein wenig nach vorne. Dadurch weichen die Dornfortsätze auseinander, was einen einfacheren Zugang zum Spinalkanal ermöglicht. Der Arzt beginnt dann zunächst, die Beckenkämme zu ertasten. Von der Wirbelsäule ausgehend, kann etwa auf derselben Höhe der Dornfortsatz des vierten Lumbalwirbels ertastet werden. Der darüber befindliche dritte Dornfortsatz und der darunter befindliche Dornfortsatz von L5,

können nun ebenfalls leicht ertastet werden. Da das Rückenmark auf Höhe des ersten Lendenwirbelkörpers endet, sollte der Einstich zwischen dem dritten und vierten oder zwischen dem vierten und fünften Dornfortsatz vorgenommen werden. Zwischen den darüberliegenden Dornfortsätzen ist ein Einstich gefährlicher, da hier das Rückenmark durch die Nadel verletzt werden könnte [Die05, Pea94].

Ist ein geeigneter Einstichpunkt lokalisiert, wird die Punktionsnadel (Kanüle) in den Körper eingeführt bis der Liquor erreicht ist. Die Kanüle ist hohl und mit dem so genannten Stilet, einer etwas dünneren Nadel, ausgefüllt. Beim Einführen der Kanüle werden die, im vorangegangenen Kapitel beschriebenen Strukturen durchstoßen. Während dabei die meisten Strukturen wie Fett und Muskulatur einen ähnlichen Widerstand aufweisen, ist das Ligamentum Flavum deutlich schwieriger zu durchstoßen. Hat man diese Struktur überwunden, fällt der spürbare Widerstand deutlich ab [Die05]. Dies ist für den Arzt das Zeichen, dass das Ziel, der Liquor, erreicht wurde.

Nun kann der Mediziner das Stilet aus der Kanüle herausziehen, woraufhin der Liquor beginnt, durch die Kanüle zu fließen. Ist genügend Liquor entnommen worden, so wird das Stilet wieder in die Kanüle eingeführt und die Nadel aus dem Rücken entfernt.

8.1.2 Bewertung virtueller Lumbalpunktionen

Bei den virtuellen Patienten für die Lumbalpunktion wurden in Absprache mit medizinischen Experten jeweils zwei optimale Einstichpfade vorgegeben. t_{min} und t_{max} sind patientenunspezifisch zu 10 respektive 15 Sekunden definiert. Die Zielstruktur dieses Eingriffs ist der Spinalkanal. Die Risikostrukturen sind Knochen, Gefäße, Bandscheiben und alle inneren Organe. Die Definition der Bewertungsgewichte erfolgte so, dass die von den Medizinern als wichtig erachteten Kriterien höher gewichtet wurden. Tabelle 8.1 zeigt die vorgegebenen Werte.

8.1.3 Virtuelle Lumbalpunktionspatienten

Die virtuellen Patienten für die Lumbalpunktion bestehen aus dem Visible Human [SW98] und dem Visible Korean Human [PCH⁺05] Datensatz sowie drei anonymisierten 3D-CT-Datensätzen von Patienten aus dem Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf (UKE).

Die Segmentierungen der relevanten Strukturen (Abschnitt 3.3) und die Definitionen von optimalen Einstichpfaden wurden in Absprache mit medizinischen Experten von einem Medizindoktoranden erstellt. Die virtuellen Lumbalpunktionspatienten

Kriterium	Gewicht
Zeit (ω_t)	5
Punktionsversuche (ω_A)	5
Ziel getroffen (ω_Z)	60
Risikostruktur verletzt (ω_R)	10
Einstichposition (ω_P)	5
Einstichwinkel (ω_W)	5
Punktionstiefe (ω_D)	5
Abweichung (ω_E)	5

Tabelle 8.1: Gewichte der Bewertungskriterien für die virtuelle Lumbalpunktion.

werden im Folgenden mit \mathcal{L}_1 bis \mathcal{L}_5 bezeichnet. Die für die Segmentierung verwendeten Bilddaten werden in Tabelle 8.2 dargestellt.

	\mathcal{L}_1 (VH)	\mathcal{L}_2 (VKH)	\mathcal{L}_3	\mathcal{L}_4	\mathcal{L}_5
Datenbasis	RGB	RGB	CT	CT	CT
Anzahl Spalten (x)	573	540	512	512	512
Anzahl Zeilen (y)	330	350	512	512	512
Anzahl Schichten (z)	715	690	409	471	550
Auflösung Voxel x (mm)	1	1	0,77	0,77	0,418
Auflösung Voxel y (mm)	1	1	0,77	0,77	0,418
Auflösung Voxel z (mm)	1	1	1	1	1

Tabelle 8.2: Technische Informationen zu den Lumbalpunktionsdatensätzen. Für den Visible Human und den Visible Korean Human Datensatz wurden maßgeblich Ausschnitte aus den RGB-Daten für die Segmentierung verwendet, die zur effizienteren Verarbeitung auf eine Voxelgröße von 1 mm skaliert wurden.

Die in den Labeldaten verwendeten Identifikationsnummern der lumbalpunktionsrelevanten Strukturen und Organe werden in Tabelle 8.3 dargestellt.

Durch die unterschiedliche Patientenanatomie ist die Durchführung der virtuellen Lumbalpunktion unterschiedlich schwer. Insbesondere bei Patient \mathcal{L}_5 ist das Einbringen der Punktionsnadel in den Spinalkanal schwierig, da dieser Patient an einer Verknöcherung der unteren Lendenwirbelsäule leidet (Abb. 8.4).

Organ bzw. Struktur	ID	Organ bzw. Struktur	ID
Knochen	255	Bandscheiben	200
Leber	170	Arterien	165
Haut	125	Milz	160
Nieren	155	Muskulatur	150
Venen	140	Ligamentum Flavum	115
Darm	60	Lunge	40
Spinalkanal	30	Fettgewebe	20
Luft	0		

Tabelle 8.3: Identifikationsnummern der lumbalpunktionsrelevanten Organe und Strukturen.

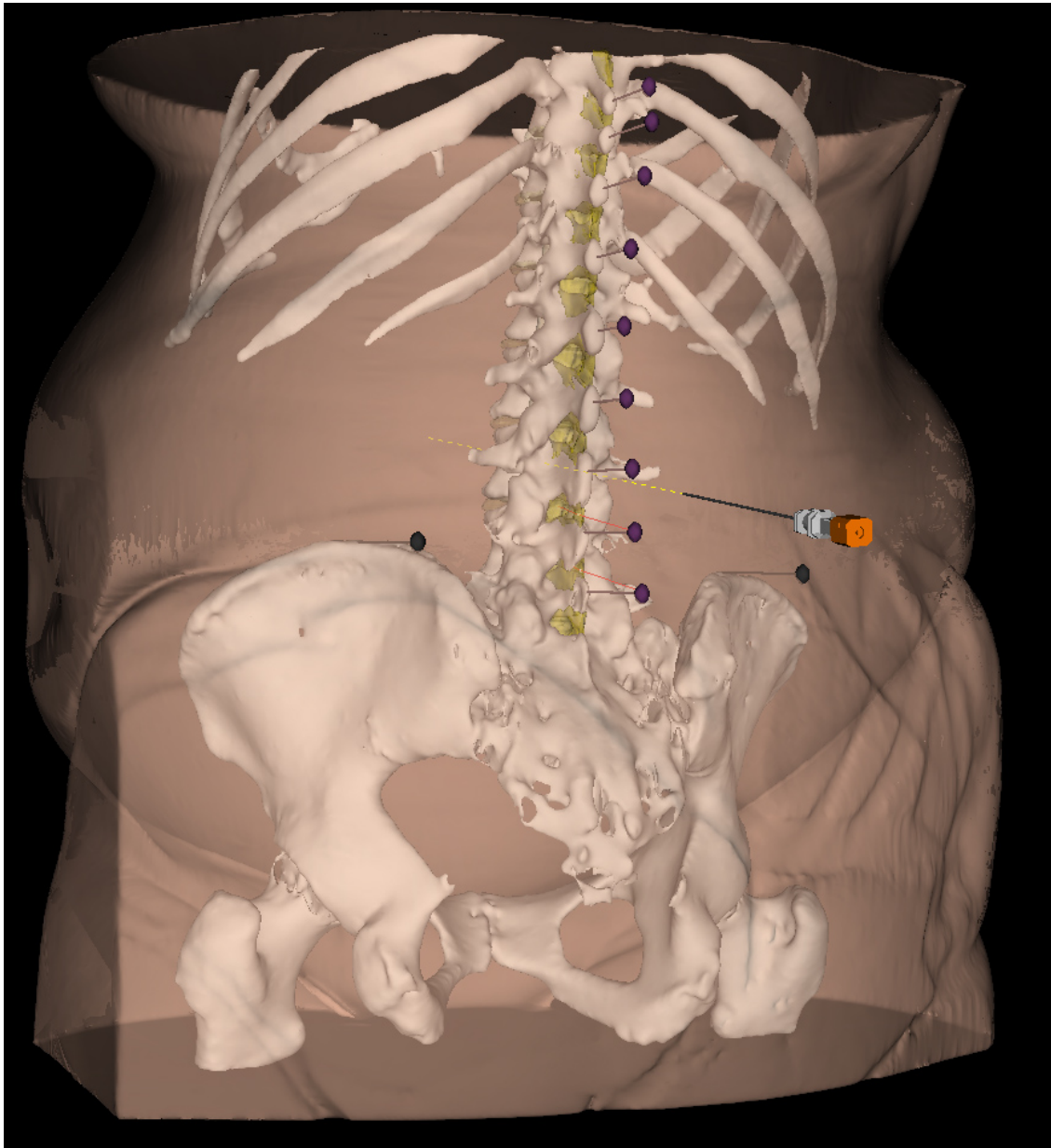


Abbildung 8.4: 3D-Darstellung des virtuellen Lumbalpunktionspatienten \mathcal{L}_5 , der an einer Verknöcherung der unteren Lendenwirbelsäule leidet.

8.2 Virtuelle Aszitespunktion

Da im klinischen Alltag die Durchführung von Aszitespunktionen relativ häufig gefordert ist, wurde über die Generierung virtueller Aszitespatienten und die Definition von Bewertungskriterien für diesen Eingriff das virtuelle Training dieser Punktion ermöglicht. Hierbei wurde mit Ärzten (Prof. Dr. Adam, PD Dr. Habermann) der Klinik und Poliklinik für interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf kooperiert, indem 3D-Bilddaten von Patienten zur Verfügung gestellt wurden und die, bei der Punktion entstehenden Nadelkräfte von erfahrenen Ärzten eingestellt und evaluiert wurden.

8.2.1 Medizinischer Hintergrund der 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 [LM99, Sch07] und Aszites-, bzw. Peritonealpunktion für die diagnostische Punktion verwendet werden [Hah06].

Aszites Als *Aszites* wird eine pathologische Ansammlung freier Flüssigkeit in der Bauchhöhle bezeichnet. [LM99] Während bei gesunden Männern normalerweise keine intraperitoneale Flüssigkeit vorliegt, können bei Frauen abhängig vom Menstruationszyklus bis zu 20 ml Flüssigkeit nachweisbar sein [RPKBB04].

Aszites tritt hierbei 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 [Hah06, LM99, RPKBB04, Sch07]

Bei ca. 80% der Patienten, bei denen eine Aszitesbildung diagnostiziert wird, liegt die Ätiologie der Aszitesbildung in einer portalen Hypertonie bei Leberzirrhose [WS08]. Diese Patienten entwickeln einen transsudativen Aszites. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von *portalem Aszites*.

Bedeutend seltener als durch eine portale Hypertension ist ein transsudativer Aszites nephrogen oder kardial, durch eine Rechtsherzinsuffizienz, bedingt [LM99].

Bei ca. 10% der Patienten mit Aszites, liegt eine maligne Erkrankung als Ursache einer Aszitesbildung vor und bei weiteren knapp 10% ein entzündlicher Prozess [WS08]. Die Liste der möglichen Differentialdiagnosen eines malignen Aszites ist lang ebenso die entzündlichen Formen. 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 [WS08].

Da die möglichen Differentialdiagnosen eines Aszites derart komplex und vielfältig sind, empfehlen die aktuellen Leitlinien eine diagnostische Punktion jedes Aszites unklarer Genese [Hah06].

Während kleinere Mengen Aszites meist symptomlos bleiben, kommt es bei größeren Flüssigkeitsansammlungen zu einer deutlichen Bauchumfangszunahme. Diese geht häufig mit zunehmender Immobilität, abdominalen Schmerzen und Dyspnoe einher. 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 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 [LM99, Sch07].

Eine Differenzierung in malignen, benignen, infizierten und nicht infizierten Aszites hat wichtige therapeutische Konsequenzen und gelingt in der Regel per Peritonealpunktion.

Risiken Insbesondere die diagnostische Aszitespunktion stellt einen in der Regel risiko- und komplikationsarmen Eingriff dar. Als Komplikationen treten in weniger als 0,2% der Fälle Blutungen [MWGG07] und selten Verletzungen intraabdominaler Organe und Infektionen der Bauchhöhle durch Verschleppung von Hautkeimen oder durch die Verletzung von Darmstrukturen auf [Hah06]. Beim Ablassen großer Aszitesmengen im Rahmen einer therapeutischen Punktion kann es 5 bis 7 Tage nach der Punktion durch den Flüssigkeitsverlust zu einem Postparazentese-Zirkulationsversagen kommen. Das Auftreten therapiebedingter Nebenwirkungen und Komplikationen wird mit 17 bis 27% geringer angegeben als bei rein medikamentöser Therapie (61%) [Sch07].

Durchführung Nach der Aufklärung des Patienten erfolgt die Lagerung des Patienten entweder flach auf dem Rücken [Hah06] oder mit leicht erhöhtem Oberkörper zum besseren Aszitesabfluss [EEP07]. Als geeignete Punktionsstellen gelten linker und rechter unterer Quadrant des Abdomens lateral der epigastrischen Gefäße (Abb.8.5).

Alternativ kann auch medial der epigastrischen Gefäße paramedian unterhalb des

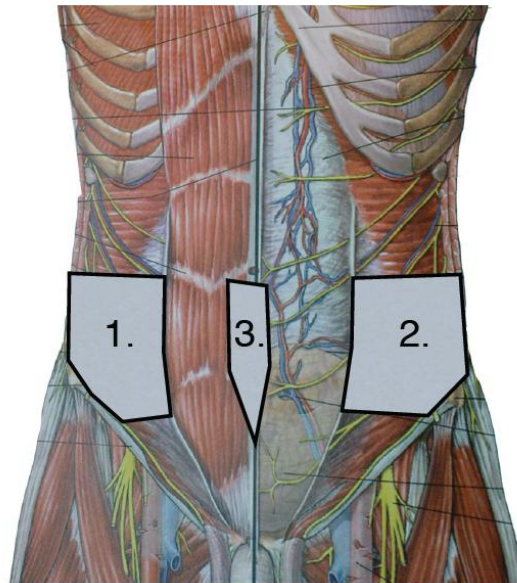


Abbildung 8.5: Klassische Punktionsstellen bei Aszitespunktionen [LOP98]: 1,2: rechter und linker unterer Quadrant des Abdomens lateral der epigastrischen Gefäße. 3: Bereich medial der epigastrischen Gefäße paramedian unterhalb des Bauchnabels.

Bauchnabels punktiert werden [EEP07, MWGG07]. In der Regel wird eine geeignete Punktionsstelle unter sonographischer Kontrolle identifiziert, desinfiziert und abgedeckt. Falls gewünscht, kann eine Lokalanästhesie erfolgen.

Die eigentliche Aszitespunktion erfolgt entweder mit einer großlumigen Venenverweilkanüle (Abb. 8.6), einer speziellen Schlottmann-Parazentese-Nadel [MWGG07] oder aufwändiger mittels Seldinger-Technik und Pigtail-Katheter [EEP07]. Punktiert wird unter 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 [EEP07, Hah06, MWGG07].

8.2.2 Bewertung virtueller Aszitespunktionen

Die Zeit für die Durchführung der Aszitespunktion (Einstechen und Herausziehen der Nadel) wurde für die Aszitespunktion auf 10 bis 20 gesetzt. Zielstruktur sind die, als „Aszites“ definierten Bereiche im Labelbild I_{Label} . Risikostrukturen sind alle Gefäße, Darm, Nieren und Leber. Die Bewertungsgewichte wurden wie in Tab. 8.4



Abbildung 8.6: Venenverweilkanülen unterschiedlicher Längen.

angegeben definiert.

Kriterium	Gewicht
Zeit (ω_t)	5
Punktionsversuche (ω_A)	5
Ziel getroffen (ω_Z)	70
Risikostruktur verletzt (ω_R)	20
Einstichposition (ω_P)	0
Einstichwinkel (ω_W)	0
Punktionstiefe (ω_D)	0
Abweichung (ω_E)	0

Tabelle 8.4: Gewichte der Bewertungskriterien für die virtuelle Aszitespunktion und die PTCd.

8.2.3 Virtuelle Aszitespatienten

Die fünf virtuellen Patienten mit Aszites basieren auf CT-Daten des UKE. Sie wurden vor der Segmentierung, die im Rahmen einer medizinischen Doktorarbeit [Sch09] erstellt wurde, anonymisiert und werden im Folgenden als Aszitespatient \mathcal{A}_1 bis Aszitespatient \mathcal{A}_5 bezeichnet. Die Strukturen, die in den Bilddaten segmentiert wurden, und ihre dazugehörigen Identifikationsnummern werden in Tabelle 8.5 dargestellt.

Alle Patienten sind männlich und befinden sich im Alter von 57 bis 89 Jahren. Sie unterscheiden sich durch die Größe der Bauchwasseransammlung und die zugrunde liegenden Grunderkrankungen. Aufgrund der unterschiedlichen Aufnahme Fenster (Tab. 8.6) unterscheiden sich auch die in den CT-Daten segmentierten Strukturen.

Organ bzw. Struktur	ID	Organ bzw. Struktur	ID
Knochen	255	Bandscheiben	200
Herz	190	Katheter	180
Leber	170	Arterien	165
Epigastrische Gefäße	164	Milz	160
Nieren	155	Muskulatur	150
Testis	145	Venen	140
Portalvenen	130	Haut	125
Gallenblase	120	Gallengänge	110
Aszites	100	Harnblase	80
Magen	70	Darm	60
Lunge	40	Fettgewebe	20
Luft	0		

Tabelle 8.5: Identifikationsnummern der relevanten Organe und Strukturen für die Aszitespunktion und die PTCd.

	\mathcal{A}_1	\mathcal{A}_2	\mathcal{A}_3	\mathcal{A}_4	\mathcal{A}_5
Zeilen CT-Scanner	16	64	64	64	64
Anzahl Spalten (x)	512	512	512	512	512
Anzahl Zeilen (y)	512	512	512	512	512
Anzahl Schichten (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 8.6: Technische Informationen zu den Patientendatensätzen.

Abbildung 8.7 zeigt eine 3D-Darstellung von Aszitespatient \mathcal{A}_3 .

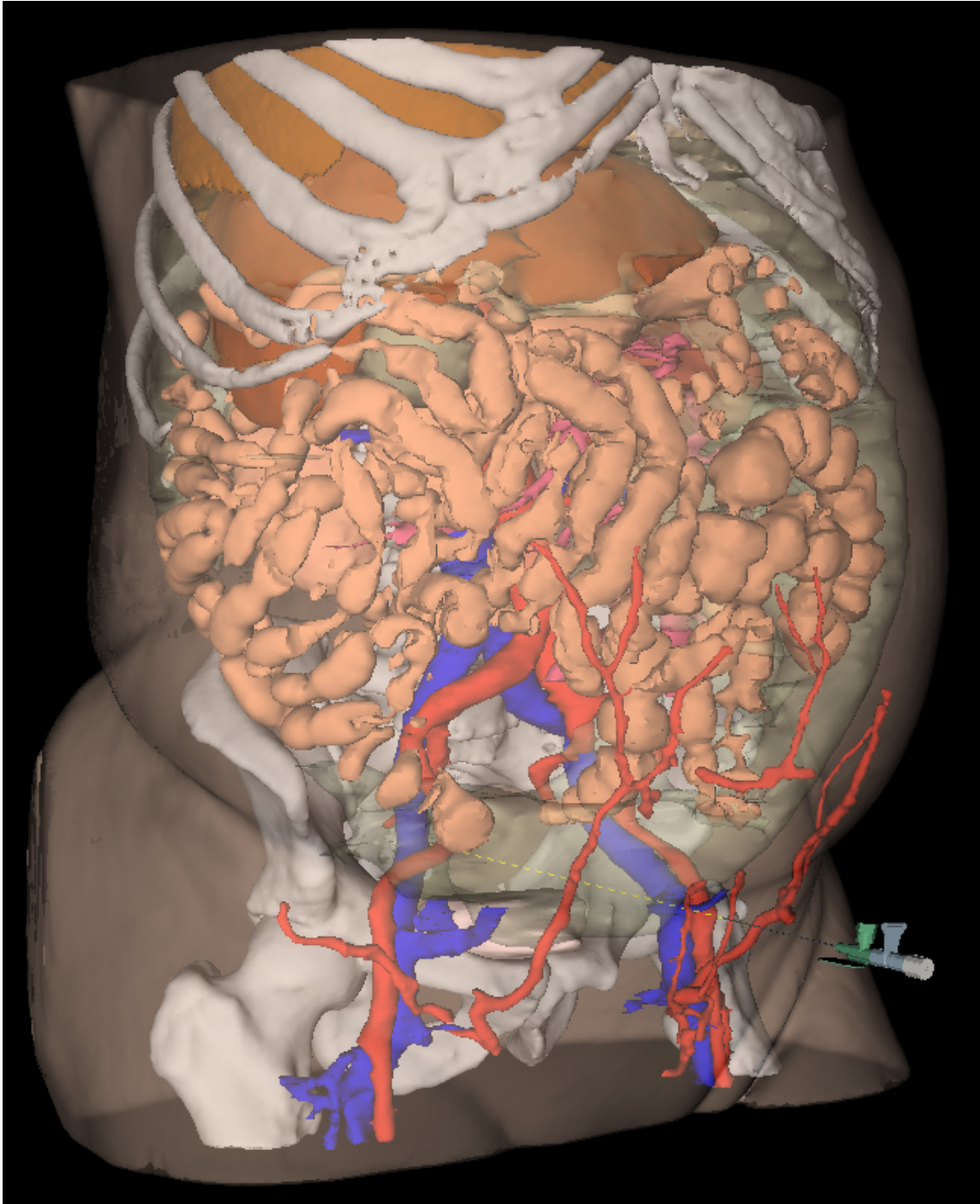


Abbildung 8.7: 3D-Darstellung eines virtuellen Aszitespatienten (\mathcal{A}_3).

8.3 Virtuelle perkutane transhepatische Cholangiodrainage

Prototypisch wurde ebenfalls in Kooperation mit Prof. Adam und PD Habermann die virtuelle perkutane transhepatische Cholangiodrainage umgesetzt, da es sich hierbei um einen sehr anspruchsvollen röntgengestützten Eingriff handelt. Systematische Evaluationen dieses VR-gestützten Punktionstrainings sind bislang nicht erfolgt. Die positiven Kommentare der beteiligten Mediziner motivieren jedoch die Erstellung weiterer virtueller PTCD-Patienten (siehe Kapitel 10).

8.3.1 Medizinischer Hintergrund der PTCD

Ein Aufstauen der Gallenflüssigkeit (Cholestase) im Gallengangsystem kann durch verschiedenste benigne und maligne Erkrankungen des Gallengangsystem oder der Leber ausgelöst werden und zeigt sich äußerlich am klinischen Bild der Gelbsucht (Ikterus). Während die zugrunde liegende Erkrankung derzeit durch vielfältige bildgebende Verfahren wie MRT oder CT dargestellt und diagnostiziert werden kann, muss die Therapie einer Galleabflussproblematik sowie die Punktion der Gallenflüssigkeit durch Angiographie der Gallenwege erfolgen. Zudem darf eine MRT (wegen der Magnetwirkung) nicht bei allen Patienten durchgeführt werden. Die Darstellung erfolgt hierbei durch Kontrastmitteleinspritzung in die betroffenen Gallengänge [VBHD99], wobei die Applikation des Kontrastmittels und die Intervention entweder endoskopisch über den Zwölffingerdarm (Endoskopisch retrograde Cholangiopankreatikographie: ERCP) oder, falls dies beispielsweise durch tumorbedingte Verengungen nicht möglich ist, von außen über die perkutane transhepatische Cholangiographie (PTC) und die perkutane transhepatische Cholangiodrainage (PTCD).

Bei der PTC handelt es sich um eine direkte Cholangiographie, bei der eine Darstellung der Gallenwege inner- und außerhalb der Leber möglich ist. Dabei ist wichtig, dass sich die beiden (den größeren rechten und den kleineren linken) Leberlappen drainierenden Hauptgallengänge in der sog. Hepatikusgabelung vereinigen und die Galle aus der Leber über den gemeinsamen Gallengang (den Ductus hepatocholedochus) ins Duodenum ableiten. Die Darstellung der Gallengänge in der PTC und ERCP stellt im Vergleich zur MRT und dem CT weiterhin den Goldstandard dar [VBHD99].

Indikation Der Aufstau der Galle kann durch gutartige Erkrankungen wie Gallensteine, oder entzündliche Prozesse der Gallenwege entstehen. Auch ischämische Veränderungen nach Lebertransplantationen können ursächlich sein.

Weit häufiger sind jedoch Verschlüsse der Gallenwege durch maligne Veränderungen durch Cholangiozelluläre Karzinome, Leberkarzinome oder -metastasen und andere raumfordernde Tumoren, die die Gallenwege einengen oder blockieren (bspw. Pankreaskarzinome oder stark vergrößerte Lymphknoten) [RLBH⁺05]. In diesem Fall ist das Legen einer Gallengangsdrainage häufig palliativ. Entsprechende Fallstudien zeigen eine durchschnittliche Überlebenszeit nach PTCD von 10 Wochen [SJ87].

Risiken Während einer Drainage oder der Angiographie der Gallenwege kann es zu Blutungen ins Gallengangssystem kommen [RLBH⁺05, BLC⁺03]. Die tritt vor allem bei malignen Gallengangserkrankungen auf. Ursprung solcher Blutungen können venöse oder portalvenöse Gefäße sein. Zur Behandlung können großlumige Drainagen eingelegt werden. Weiterhin kann es im Anschluss an die PTC/PTCD zu Fistelverbindungen zwischen den Gallenwegen und Lebergefäßen kommen, die durch Spülbehandlungen therapiert werden können, wenn es sich um Verbindungen zu Lebervenen und Portalvene handelt. Im Falle von arteriobiliären Fisteln muss interventionell embolisiert werden, da es sich hierbei um eine potentiell lebensbedrohliche Komplikation handelt. Selten, aber dennoch gefährlich, können Abszesse und superinfizierte Hämatome (durch die Punktion) auftreten [RLBH⁺05].

Ein weiteres Risiko bei dieser Untersuchungs- und Therapietechnik besteht in der erhöhten Strahlenbelastung während der Röntgenkontrolle. Dies wird insbesondere bei erfahrenen Medizinerinnen zum Problem, wenn große Anzahlen von PTCs durchgeführt werden. Eine gute Ausbildung der durchführenden Mediziner kann hierbei helfen die Dauer des Eingriffs, und somit die Strahlenbelastung zu verringern.

Durchführung Die Punktion der aufgestauten Gallenflüssigkeit (Drainage) wird durchgeführt, indem zunächst eine perkutane transhepatische Cholangiographie, also eine Röntgendarstellung der Gallengänge durchgeführt wird. Zu diesem Zweck wird im Anschluss an desinfizierende und eventuelle lokal anästhesierende Maßnahmen ein kleiner Hautschnitt am Rippenbogen durchgeführt. Über diesen wird eine dünne Nadel schrittweise unter Röntgenkontrolle vorgeschoben, wobei ständig Kontrastmittel appliziert wird. Die angiographische Darstellung der Gallengänge wird in Abbildung 8.8 dargestellt. Erreicht die Nadel einen Gallengang, so verteilt sich das Kontrastmittel in diesem, was auf dem Röntgenbild zu sehen ist.

Zur Drainage wird über die Nadel ein Metalldraht in das Gallenwegssystem eingeführt (Seldinger-Technik). Über diesen Draht erfolgt dann die Positionierung des Drainage-Systems. Abbildung 8.9 zeigt schematisch den Ablauf einer PTCD.

Nach Fixierung an der Haut und sterilem Verband kann der Katheter einige Tage bis Wochen verbleiben. Anschließende Kontrollen des Katheters (z.B. unter Durch-



Abbildung 8.8: Angiogramm der Gallengänge, entstanden durch perkutane transhepatische Cholangiographie. Durch den Pfeil wird die, durch einen Tumor verursachte Verengung hervorgehoben [PvSA⁺98, S. 295].

leuchtung) bzw. Wiederholung einzelner Therapieschritte können notwendig werden.

8.3.2 Bewertung der virtuellen PTCD

Bei der virtuellen PTCD wurden die Zeiträume für das Nadeleinstechen sehr großzügig gewählt (20s bis 100s), da der Eingriff röntgengestützt mit ständiger Kontrolle der Nadelposition durchgeführt wird (siehe Abschnitt 8.3.1). Die Zielstrukturen sind bei diesem Eingriff die Gallengänge. Als Risikostrukturen werden die Knochen, Lunge, Magen-Darm Strukturen und alle inneren Organe außer der Leber definiert. Da das Punktieren von Gefäßen bei diesem Eingriff nicht immer zu vermeiden ist und es hierbei durch die sehr dünne Punktionsnadel nur selten zu Komplikationen kommt, sind die Gefäße nicht in der Menge der Risikostrukturen enthalten. Die Bewertungsgewichte wurden, analog zur Aszitespunktion (Tab. 8.4) definiert.

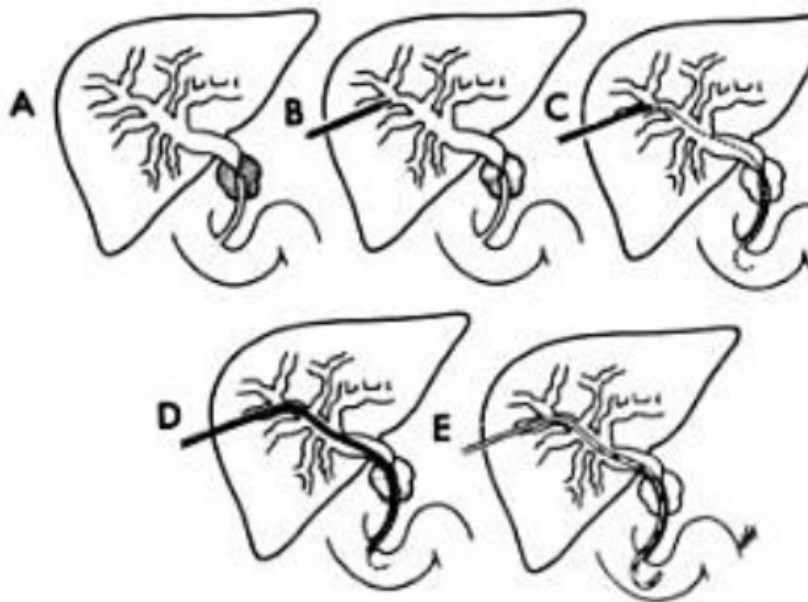


Abbildung 8.9: Schematische Zeichnung der aufgestauten Gallengänge (A), Einführung der Punktionsnadel von außen (B), Legen des Führungsdrahtes (C) und der Drainage (D), sowie Abfluss der Galle nach außen (D) [PvSA+98, S. 295].

8.3.3 Virtueller Patient für die PTCD

Für eine erste Evaluation der PTCD Simulation (Abschnitt 8.3.1) wurde ein virtueller Patient für diesen Eingriff erstellt. Es handelt sich hierbei um den Patienten \mathcal{A}_5 , der zusätzlich zur Aszites aufgestaute Gallengänge aufgrund eines Pankreaskopfkarzinoms aufweist, die im Rahmen einer PTCD entlastet werden sollen. Die Identifikationsnummern der Strukturen entsprechen den Nummern für die Aszitespunktion (Tab. 8.5).

Für das Scoring-System wurden bei diesem Patienten die Gallengänge als Zielstruktur definiert und die Leber im Gegensatz zur Aszitespunktion aus der Menge der Risikostrukturen R entfernt. Abbildung 8.10 zeigt durch die durchsichtige Haut die inneren Strukturen des virtuellen Patienten.

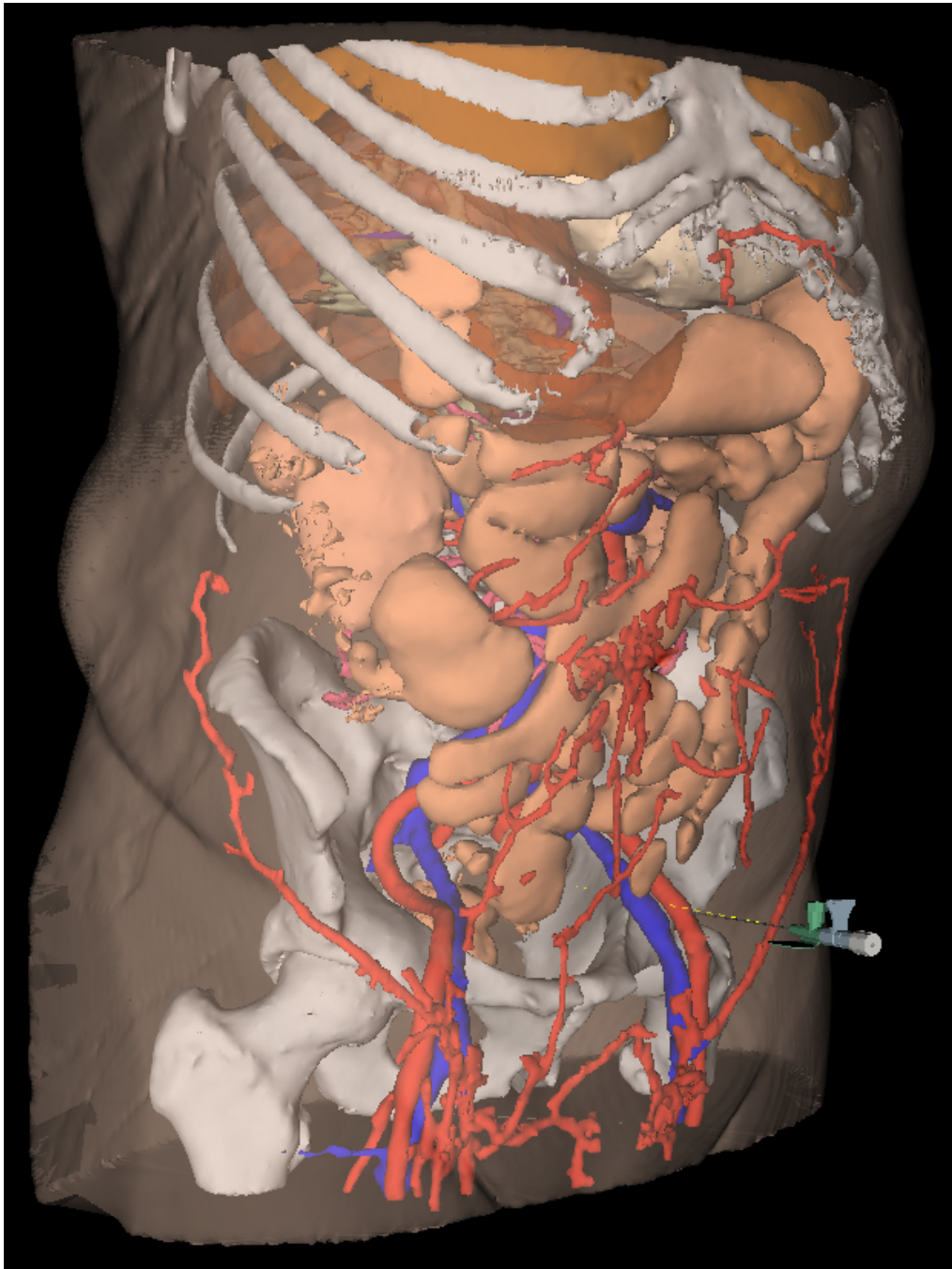


Abbildung 8.10: 3D-Darstellung des virtuellen Patienten für die PTCD (\mathcal{A}_5). Durch die durchsichtige Haut und die semitransparente Leber sind die aufgestauten Gallengänge erkennbar.

8.4 Testdatensatz

Um die haptischen und grafischen Renderingmethoden sowie das Scoring-System zu evaluieren und den Benutzern die Möglichkeit zu geben, sich mit der Nadelführung über das haptische Gerät und den unterschiedlichen Visualisierungstechniken vertraut zu machen, wurde ein klar strukturiertes, von einer Lumbalpunktion abstrahierendes, synthetisches 3D-Modell erstellt.

Das Modell besteht aus einem Würfel mit einer Kantenlänge von 200 Voxeln, in den in regelmäßigen Abständen Einstichkanäle unterschiedlicher Größe eingelassen sind. Die Einstichkanäle geben intern die Strukturen der Lumbalpunktion wieder und sind daher von außen nach innen nacheinander mit den Strukturen Haut, Fettgewebe, Ligamentum flavum und Spinalkanal bzw. Liquor gefüllt (vgl. Abschnitt 8.1.1). Dem Würfel selbst wird die Struktur „Knochen“ zugeordnet. Abbildung 8.11 zeigt eine 3D-Darstellung dieser Testumgebung.

Die Testumgebung definiert mehrere Einstichpfade, die in den Einstichkanälen liegen. Ziel einer Übung innerhalb der Testumgebung ist es also, dass der Benutzer die Nadel gerade in die Einstichkanäle einführt, ohne die „Knochen“ zu treffen.

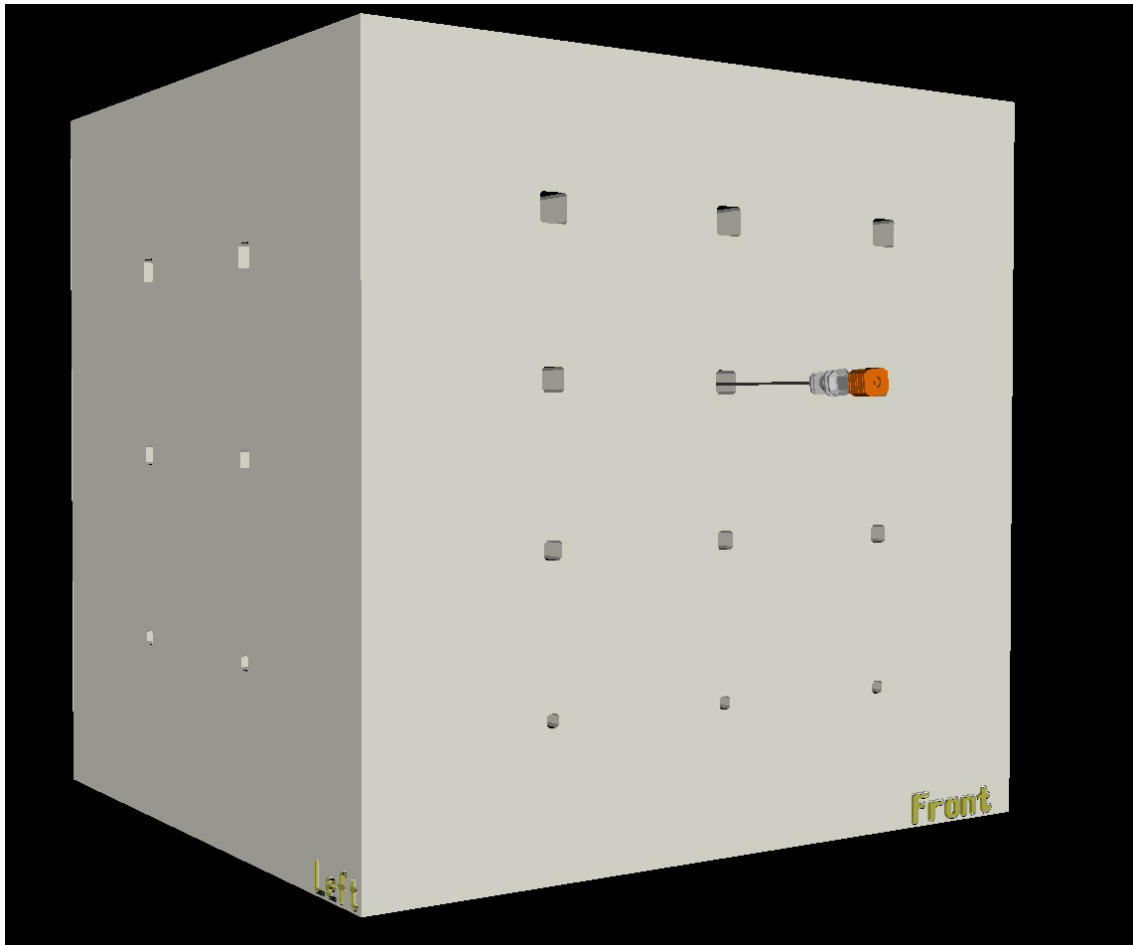


Abbildung 8.11: 3D-Visualisierung der Testumgebung, die aus einem mit Einstichkanälen durchsetzten Würfel besteht.

Kapitel 9

Ergebnisse

Die qualitative Evaluation des Simulationsframeworks erfolgte zum einen durch die Kooperation mit erfahrenen Medizern der Neurologie und der Radiologie. Hier zeigte sich, dass die entsprechenden Experten die Kraftausgabe und die Visualisierung für realistisch und das Training am Simulator als sinnvoll erachteten.

Eine systematische qualitative Evaluation erfolgte im Rahmen einer Benutzerstudie mit 54 teilnehmenden Studierenden der Medizin. In Abschnitt 9.2 wird ausgeführt, wie diese Benutzerstudie erfolgte. Die Ergebnisse der Benutzerstudie werden in den Abschnitten 9.3 und 9.4 dargestellt.

Eine quantitative Evaluation der simulierten Kräfte erfolgte durch Vergleich der ausgegebenen Kräfte mit aus der Literatur bekannten Werten (Abschnitt 9.5).

9.1 Literaturüberblick zu weiteren Benutzerstudien

In der Literatur werden VR-basierte Trainingssysteme in der Medizin häufig als innovative Methoden zur Vermittlung praktischer Fertigkeiten bezeichnet (z.B. [MW07, RML07]). Dennoch gibt es bislang nur wenige Studien, die eine Leistungssteigerung nach einem VR-Training systematisch evaluieren.

Im Bereich der laparoskopischen Eingriffe gibt es Studien mit geringen Teilnehmerzahlen, die das Training an Leichnamen mit VR-basierten Trainingsmethoden vergleichen [AWB⁺07, BCSK⁺08, SM08b, BCOD08]. In [AWB⁺07] konnten die mit dem VR-System trainierten Probanden die besseren Ergebnisse erzielen.

Weitere Benutzerstudien mit ähnlichen Benutzerzahlen wurden im Bereich der arthroskopischen Hüftoperationen [MS08], der gefäßchirurgischen Eingriffe [OPK⁺99]

oder einer Luftröhrenschnittsimulation [BMA⁺08] durchgeführt. Die Ergebnisse unterstützen die Aussage, dass ein VR-basiertes Training sinnvoll ist.

Die Evaluation eines rein visuellen Simulators für sonographisch gestützte perkutane Punktionen durch Magee et al. erfolgte qualitativ über einen Fragebogen, den die Studienteilnehmer auszufüllen hatten [MZR⁺07].

Die in dieser Arbeit beschriebene Benutzerevaluation lässt sich am ehesten mit einer Arbeit von Knudsen et al. vergleichen [KMC⁺06], in der ein puppenbasiertes VR-System für das Training von perkutanen Nieren- und Harnleiterpunktionen evaluiert wurde. In dieser Studie wurden 63 Teilnehmer in zwei Gruppen, die ein unterschiedliches Trainingsprogramm durchlaufen sollten, aufgeteilt. Anschließend wurden die Leistungen der Teilnehmer bei einer weiteren virtuellen Punktion evaluiert. Die Teilnehmer der besser trainierten Gruppe absolvierten diese Punktion schneller, benötigten weniger Punktionsversuche und verletzten seltener Blutgefäße [KMC⁺06, SZP07]. Dieses Vorgehen entspricht im wesentlichen dem in Abschnitt 9.2.2 beschriebenen Untersuchungsprotokoll. Auch die im Vergleich zu anderen publizierten Studien hohen Teilnehmerzahlen sind vergleichbar.

9.2 Benutzerstudie

Das Simulationssystem für das VR-basierte Training von Punktionseingriffen wurde im Rahmen einer Benutzerstudie mit 54 Teilnehmern systematisch evaluiert. Ziel dieser Evaluation war die Untersuchung des Trainingseffektes, der sich durch die Benutzung des Simulationssystems einstellen soll und die Erfassung und Auswertung von Eindrücken und Verbesserungsvorschlägen der Benutzer.

Die Benutzer wurden hierbei in zwei Gruppen \mathcal{G}_1 und \mathcal{G}_2 aufgeteilt, die nach einer theoretischen Lerneinheit über die simulierten Punktionseingriffe (Abschnitt 9.2.1) auf unterschiedliche Weise am Virtual-Reality-Simulator trainiert wurden (siehe Abschnitt 9.2.2). An einem zusätzlichen Trainingstermin wurden dann die Leistungen aller Teilnehmer bei der virtuellen Lumbalpunktion und der virtuellen Aszitespunktion erfasst, um einen Vergleich zwischen den Trainingsgruppen \mathcal{G}_1 und \mathcal{G}_2 zu ermöglichen.

Im Anschluss an die Trainingseinheiten wurden die Teilnehmer aufgefordert, einen Online-Fragebogen auszufüllen, der die Einschätzungen der Benutzer zur Simulationsqualität, zum Trainingseffekt und zu Verbesserungsmöglichkeiten erfasst und in Abschnitt 9.2.3 beschrieben wird.

Während der Studie erfolgte eine 1-1-Betreuung und Verwaltung der Teilnehmer. Die Ergebnisse der Benutzerstudie wurden in Teilen in [FHGH09] veröffentlicht.

9.2.1 Theoretische Lerneinheit

Um den Teilnehmern der Studie im Vorfeld des virtuellen Punktionstrainings den theoretischen Hintergrund der Aszites- und der Lumbalpunktion zu vermitteln, wurde Lehrmaterial zum Selbststudium von medizinischen Doktoranden erstellt und den Teilnehmern verfügbar gemacht [Sch09]. Das Material behandelt den medizinischen Hintergrund der Punktionseingriffe und geht speziell auf die Durchführung der Punktionen ein.

Um sicher zu stellen, dass die Teilnehmer dieses theoretische Wissen vor dem Punktionstraining verinnerlicht haben, wurden die Inhalte der Lerneinheiten vor dem virtuellen Punktionstraining mit den Trainingsbetreuern besprochen.

9.2.2 Ablauf

Der Ablauf der Benutzerstudie wird in Tabelle 9.1 zusammengefasst. Alle Teilnehmer wurden zufällig in der Reihenfolge der Anmeldung auf zwei Gruppen \mathcal{G}_1 und \mathcal{G}_2 aufgeteilt. Das Training gliederte sich in die Abschnitte „theoretische Lerneinheit“, „Trainingssitzung“, „Leistungsbewertung“ und „Evaluation“. Jeder Teilnehmer absolvierte an zwei Terminen, zwischen denen mindestens 24 Stunden lagen, im Zuge der Trainingssitzung und der Leistungsbewertung virtuelle Punktionseingriffe am Simulator. Es wurden hierbei höchstens drei Studienteilnehmer zu einem Termin geladen.

Zeitplan	Tätigkeit	\mathcal{G}_1	\mathcal{G}_2
Vor dem Training	Selbststudium der Lerneinheiten	✓	✓
1. Sitzung	Trainingssitzung:		
	Fragen zu den Lerneinheiten	✓	✓
	Training am Testdatensatz	✓	✓
	Lumbalpunktionstraining ($\mathcal{L}_1, \mathcal{L}_3$)	✓	-
	Aszitespunktionstraining ($\mathcal{A}_1, \mathcal{A}_2$)	-	✓
2. Sitzung min. 24 Std. später	Leistungsbewertung:		
	Virtuelle Lumbalpunktionen ($\mathcal{L}_3, \mathcal{L}_2$)	✓	✓
	Virtuelle Aszitespunktionen ($\mathcal{A}_2, \mathcal{A}_3$)	✓	✓
Im Anschluss	Ausfüllen des Online-Fragebogens	✓	✓

Tabelle 9.1: Ablauf der Benutzerstudie.

Vor der ersten Trainingssitzung arbeiteten alle Teilnehmer die Inhalte der theoretischen Lerneinheit (Abschnitt 9.2.1) durch.

In der Trainingssitzung wurde den Benutzern über ein ca. 20-minütiges Training am Testdatensatz (siehe Abschnitt 8.4) die Möglichkeit gegeben, sich an die Benutzung des haptischen Gerätes und die unterschiedlichen Visualisierungstechniken des Simulators zu gewöhnen.

Abhängig von der Gruppenzugehörigkeit der Teilnehmer erfolgte im weiteren Verlauf der Trainingssitzung das Training von Punktionseingriffen. Während die Mitglieder der Gruppe \mathcal{G}_1 Lumbalpunktionen an zwei virtuellen Patienten \mathcal{L}_1 und \mathcal{L}_3 trainierten, absolvierten die Teilnehmer der Gruppe \mathcal{G}_2 ein Aszitespunktionstraining an den virtuellen Patienten \mathcal{A}_1 und \mathcal{A}_2 . Hierbei wurden die unterschiedlichen Trainingsmodi (Anfänger, Fortgeschrittener, Experte) verwendet, um den Teilnehmern einen genauen Einblick in die Anatomie der punktierten Region zu geben und ein möglichst realistisches Training anzubieten. Die Leistungen der Teilnehmer wurden über das Scoring-System (siehe Abschnitt 6) automatisiert erfasst und für jeden Teilnehmer gespeichert.

An einem zweiten Termin wurden die Punktionsleistungen der Benutzer für die Aszites- **und** die Lumbalpunktion erfasst. Alle Teilnehmer führten dazu jeweils mindestens sechs Punktionseingriffe an den Patienten \mathcal{L}_3 , \mathcal{L}_2 , \mathcal{A}_2 und \mathcal{A}_3 durch. Das heißt, dass alle Teilnehmer Punktionen an drei ihnen unbekanntem virtuellen Patienten und an einem bekannten Datensatz (\mathcal{L}_3 für die Gruppe \mathcal{G}_1 und \mathcal{A}_2 für die Gruppe \mathcal{G}_2) durchführten.

Die Leistungsbewertung erfolgte wiederum automatisiert durch das Scoring-System. Ziel der Leistungsbewertung war den Trainingseffekt des virtuellen Punktionstrainings zu überprüfen. Die Aufteilung der Teilnehmer auf die unterschiedlichen Punktionseingriffe sollte hierbei einen Vergleich ermöglichen, der von dem Trainingseffekt, der durch die Gewöhnung an das virtuelle Training und die Bedienung des haptischen Ein-/Ausgabegerätes entsteht, bereinigt ist.

Im Anschluss an die Leistungsbewertung wurden alle Teilnehmer gebeten, anonym einen Online-Fragebogen am Trainingsort oder zu Hause auszufüllen, der im folgenden Abschnitt näher beschrieben wird.

9.2.3 Fragebogen

Der Evaluationsfragebogen soll die Meinungen der Studienteilnehmer über das Virtual-Reality-System zur Simulation von Punktionseingriffen erfassen. Er gliedert sich in einen Teil zur Bewertung der virtuellen Lumbalpunktion und einen Teil zur Bewertung der virtuellen Aszitespunktion.

Hauptbestandteil des Fragebogens sind Items, die Aussagen über das Simulationssystem treffen (bspw. „Die Krafterückgabe erscheint mir realistisch“). Über eine sechstufige Likert-Skala [BD06] (1: „Ich stimme voll zu“ bis 6: „Ich stimme überhaupt

nicht zu“) können die Teilnehmer der Studie diesen Aussagen zustimmen oder sie ablehnen. Kleine Werte entsprechen demnach einer Zustimmung, große einer Ablehnung. Die sechsstufige Skala wurde gewählt, um neutrale Aussagen zu vermeiden.

Die Themen des Fragebogens behandeln, nach einigen Fragen zur Selbsteinschätzung und zur Testperson selbst, die Beurteilung der theoretischen Lerneinheiten, der Haptik, der Visualisierung und des Scoring-Systems. Zusätzlich soll der Nutzen der Trainingssysteme von den Teilnehmern bewertet werden. Im Rahmen von Freitexteingaben können die Teilnehmer Verbesserungsvorschläge äußern und angeben, welche Aspekte ihnen besonders positiv oder negativ aufgefallen sind.

9.3 Auswertung der Fragebögen

Die Evaluationsfragebögen zur Lumbal- und Aszitespunktion wurden von 54 Studienteilnehmern ausgefüllt.

9.3.1 Lumbalpunktion

Die Meinungen der Benutzer über die Lumbalpunktionssimulation werden in Tabelle 9.2 zusammengefasst.

Die Freitextkommentare, die im Fragebogen in Aussagen über besonders positive und besonders negative Eindrücke über den Simulator und in Verbesserungsvorschläge aufgeteilt waren, konzentrieren sich bei den negativen Eindrücken auf Aussagen über mangelnde Intuitivität, da man keine echte Nadel in der Hand halte und auf das fehlende „Vorbeugen“ der virtuellen Patienten, welches die Punktion erleichtern würde. Positiv hervorgehoben wurden vor allem die unterschiedlichen Visualisierungstechniken und die haptischen Eindrücke während der Punktion. Einige Teilnehmer äußerten sich sehr positiv und betonten den „Spaßfaktor“ des virtuellen Lumbalpunktionstrainings.

Verbesserungsvorschläge betreffen vor allem das Anbringen einer echten Punktionsnadel an das haptische Gerät und die Installation eines realen Körpermodells (Puppe). Wenige Teilnehmer sprachen sich für eine Überarbeitung der haptischen Widerstände an bestimmten Strukturen aus und widersprechen damit den Aussagen der überwiegenden Anzahl von Teilnehmern, die das haptische Feedback als realistisch empfanden.

9.3.2 Aszitespunktion

Tabelle 9.3 zeigt die Auswertung der Fragebögen über die Aszitespunktion.

Frage	MW	SD
Vorerfahrungen		
Ich habe schon eine reale LP durchgeführt.	10%	
Eine LP hätte ich mir auch vor Training zugetraut.	3,7	±1,7
Lerneinheit		
Das Absolvieren einer Lerneinheit vor der virtuellen LP halte ich für sinnvoll.	1,3	±0,6
Die Inhalte der Lerneinheit sind sinnvoll ausgewählt.	1,6	±0,7
Den Umfang der Lerneinheit halte ich für angemessen.	1,7	±0,9
Durch die Lerneinheit wurde ich besser auf die LP vorbereitet.	1,9	±1,0
Kraftrückgabe (Haptik)		
Die Kraftrückgabe erscheint mir realistisch.	2,6	±1,0
Ich konnte durch die Kraftrückgabe verschiedene Strukturen erfühlen.	1,5	±0,8
Die Steuerung der virtuellen Nadel mit dem haptischen Gerät war intuitiv.	2,3	±1,3
An das Eingabegerät konnte ich mich durch das vorherige Training mit dem Würfelmodell gewöhnen.	2,3	±1,5
Die Simulation von Rotationskräften (Nadelverbiegung) hat bei der LP geholfen.	2,7	±1,2
Visualisierung		
Die Darstellung der Körpermodelle erscheint mir realistisch.	2,1	±1,2
Die stereoskopischen 3D-Darstellungen vereinfachen das Training.	2,5	±1,5
Die unterschiedlichen Visualisierungen helfen die Anatomie des Lumbalbereichs zu verstehen.	1,6	±0,9
Auswertung / Scoring		
Die Korrekturvorschläge des Simulators waren hilfreich.	3,1	±1,4
Das Bewertungssystem des Simulators ist aussagekräftig.	3,0	±1,1
Allgemeine Angaben zum Simulator		
Das Training mit dem LP-Simulator ist sinnvoll.	1,6	±0,9
Nach Absolvieren des Trainingsprogramms würde ich mir eine reale LP eher zutrauen als zuvor.	2,0	±1,2
Der Simulator ist für die Vorbereitung auf eine (erste) reale LP gut geeignet.	1,9	±1,1
Durch das Training kann ich mir die anatomischen Strukturen des Lumbalbereichs besser vorstellen.	1,8	±1,1
Die Auswahl der Patientendatensätze erscheint mir sinnvoll.	1,8	±1,0
Die technische Umsetzung des Simulators ist gut gelungen.	2,2	±1,0

Tabelle 9.2: Ergebnisse der Benutzerevaluation für die LP. Kleine Werte auf der Skala von 1 bis 6 entsprechen einer Zustimmung zum Item und große Werte einer Ablehnung. *Abkürzungen: LP: Lumbalpunktion, MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung.*

In den Freitextantworten dieser Fragebögen werden die Visualisierungen (insbesondere mit transparenter Haut) und die stereoskopischen 3D-Darstellungen positiv herausgestellt. Nach Aussage der Benutzer ermöglichen diese Visualisierungen das Nachvollziehen der abdominalen Anatomie.

Negativ hervorgehoben wird das Fehlen einer Sonographievisualisierung, die in der Praxis der Bestimmung des Punktionsortes dienen kann. Auch die Handhabung des Gerätes wurde von einigen Teilnehmern als nicht intuitiv empfunden.

Dies spiegelt sich auch in den Verbesserungsvorschlägen wieder, die auf die Umsetzung der Sonographie-Simulation abzielen und das Anbringen einer Nadel an das Gerät fordern.

9.3.3 Diskussion der Fragebogenauswertung

Die Auswertung der Fragebögen zeigt zusammenfassend eine hohe Nutzerakzeptanz des Simulationsframeworks. Sowohl die haptische als auch die grafische Darstellung der Aszites- und der Lumbalpunktion wurden positiv bewertet. Die Simulation der Rotationskräfte wurde hierbei am schlechtesten bewertet ($2,7 \pm 1,2$ LP bzw. $2,4 \pm 1,0$ AP). Weiterhin fällt die, im Gegensatz zur Aszitespunktion, schlechte Bewertung der stereoskopischen Visualisierung bei der Lumbalpunktion auf ($2,5 \pm 1,5$ LP bzw. $2,0 \pm 1,1$ AP). Dies lässt sich möglicherweise dadurch erklären, dass bei der Aszitespunktion eine größere Anzahl räumlich komplex angeordneter innerer Organe in 3D dargestellt werden, als bei der Lumbalpunktion, was den Tiefeneindruck erhöhen könnte. Die Bewertungskomponente erhielt insgesamt die wenigste Zustimmung. Während der Benutzerstudie fiel den Betreuern auf, dass sich die Studierenden in ihren Punktionsleistungen falsch oder zu schlecht bewertet fühlten und daher möglicherweise negative Aussagen über diese Komponente trafen. Etwaige Programmfehler konnten bislang jedoch nicht nachvollzogen werden.

Insgesamt erachteten die Nutzer das Training mit dem Simulationssystem als sinnvoll. Sie versprechen sich durch das Training eine verbesserte Vorbereitung auf reale Punktionsen (siehe Abschnitt *Allgemeine Angaben zum Simulator* in den Tabellen 9.2 und 9.3).

9.4 Auswertung der Punktionsleistungen

Wie in Abschnitt 9.2.2 beschrieben, wurden während der Benutzerstudie automatisch Bewertungen für alle Punktionsversuche erstellt. Die Gesamtpunktzahlen und

Frage	MW	SD
Vorerfahrungen		
Ich habe schon eine reale AP durchgeführt.	5%	
Eine AP hätte ich mir auch vor dem Punktionstraining zuge- traut.	2,5	±1,4
Lerneinheit		
Das Absolvieren einer Lerneinheit vor der virtuellen AP 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 die AP vorbereitet.	1,9	±0,9
Kraftrückgabe (Haptik)		
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 AP-Training geeignet.	2,4	±1,1
An das Eingabegerät konnte ich mich durch das vorherige Train- ing mit dem Würfelmodell gewöhnen.	2,1	±1,2
Die Simulation von Rotationskräften (Nadelverbiegung) hat bei der AP geholfen.	2,4	±1,0
Visualisierung		
Die Darstellung der Körpermodelle erscheint mir realistisch.	1,7	±0,8
Die stereoskopischen 3D-Darstellungen vereinfachen das Train- ing.	2,0	±1,1
Das Fehlen einer Sonographie-Visualisierung schränkt den Train- ingseffekt der virtuellen AP signifikant ein.	2,4	±1,3
Auswertung / Scoring		
Die Korrekturvorschläge des Simulators waren hilfreich.	2,8	±1,1
Das Bewertungssystem des Simulators ist aussagekräftig.	2,9	±1,0
Allgemeine Angaben zum Simulator		
Die Möglichkeit des Trainings der AP halte ich für sinnvoll.	1,5	±0,9
Nach Absolvieren des Trainingsprogramms würde ich mir eine reale AP eher zutrauen als zuvor.	2,0	±1,2
Ich habe durch das Simulationsprogramm einiges über die AP gelernt.	2,0	±1,0
Die virtuelle AP 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 9.3: Ergebnisse der Benutzerevaluation für die AP. Kleine Werte auf der Skala von 1-6 entsprechen einer Zustimmung zum Item und große Werte einer Ablehnung. *Abkürzungen: AP: Aszitespunktion, MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung.*

Einzelwertungen der Bewertungskriterien wurden hierbei individuell für jeden Teilnehmer gespeichert. Diese Punktionsleistungen werden in den folgenden Abschnitten ausgewertet, um einen Vergleich der Benutzergruppen zu ermöglichen und um den Lerneffekt des Simulators zu untersuchen.

9.4.1 Leistungsvergleich der Benutzergruppen

Lumbalpunktion Tabelle 9.4 zeigt einen Vergleich der Gesamtpunktzahlen und Erfolgsraten (Zielregion wurde getroffen) für die am zweiten Termin virtuell punktierten Patienten \mathcal{L}_2 und \mathcal{L}_3 . Bei der Lumbalpunktion hatten die Teilnehmer der Gruppe \mathcal{G}_1 einen Trainingsvorsprung durch das virtuelle Lumbalpunktionstraining an den Patienten \mathcal{L}_1 und \mathcal{L}_2 .

Patient	Maß	Gruppe \mathcal{G}_1	Gruppe \mathcal{G}_2
\mathcal{L}_3	Gesamtpunktzahl	54	49
	Erfolgsrate (in %)	53	47
\mathcal{L}_2	Gesamtpunktzahl	36	31
	Erfolgsrate (in %)	25	13

Tabelle 9.4: Vergleich der Punktzahlen und Erfolgsraten bei der Lumbalpunktion für die Gruppen \mathcal{G}_1 und \mathcal{G}_2 und die virtuellen Patienten \mathcal{L}_3 und \mathcal{L}_2 .

Aszitespunktion Die durchschnittlichen Bewertungsergebnisse und die Erfolgsraten des zweiten Trainingstermins werden für die Gruppen \mathcal{G}_1 und \mathcal{G}_2 und die virtuellen Patienten \mathcal{A}_2 und \mathcal{A}_3 in Tabelle 9.5 dargestellt. Bei der Aszitespunktion hatten die Teilnehmer der Gruppe \mathcal{G}_2 den Trainingsvorsprung.

Patient	Maß	Gruppe \mathcal{G}_1	Gruppe \mathcal{G}_2
\mathcal{A}_2	Gesamtpunktzahl	48	51
	Erfolgsrate (in %)	34	40
\mathcal{A}_3	Gesamtpunktzahl	49	51
	Erfolgsrate (in %)	39	42

Tabelle 9.5: Vergleich der Punktzahlen und Erfolgsraten bei der Aszitespunktion für die Gruppen \mathcal{G}_1 und \mathcal{G}_2 und die virtuellen Patienten \mathcal{A}_2 und \mathcal{A}_3 .

9.4.2 Auswertung von Lernkurven

Während der Benutzerstudie haben die Teilnehmer jeweils einen virtuellen Patienten sowohl am ersten (Tag 1) als auch am zweiten Trainingstermin (Tag 2) punktiert. Es handelte sich bei den Teilnehmern der Gruppe \mathcal{G}_1 um einen Lumbalpunktionspatienten (\mathcal{L}_3) und bei den Teilnehmern der Gruppe \mathcal{G}_2 um einen Aszitespatienten (\mathcal{A}_2). Weiterhin wurden die Teilnehmer dazu aufgefordert, mehrere Punktionen (mindestens sechs) an allen virtuellen Patienten durchzuführen. Auf Basis der entstandenen Ergebnisse konnten Lernkurven erstellt werden, die eine Beurteilung des Lerneffektes am Simulator erlauben.

Lumbalpunktion Abbildung 9.1 zeigt Vergleiche der Gesamtpunktzahlen als Durchschnitt über die ersten drei bzw. die letzten drei Punktionsversuche aller punktierten Patienten. Für den virtuellen Patienten \mathcal{L}_3 sind für die Gruppe \mathcal{G}_1 an zwei Tagen Bewertungen ausgewertet worden.

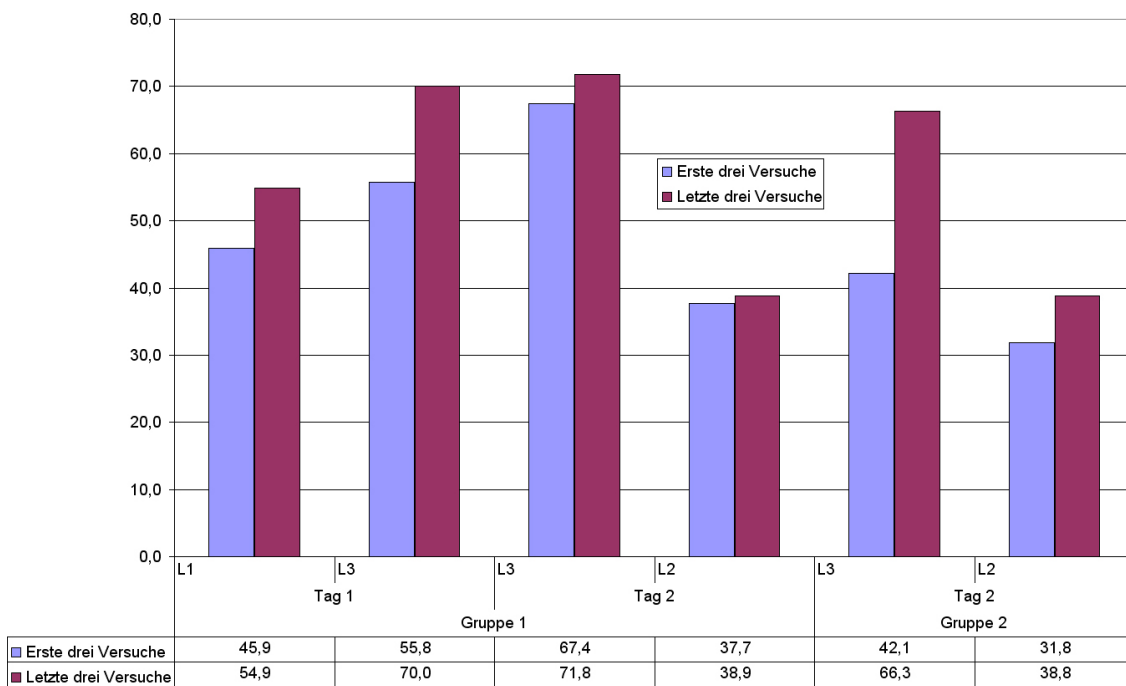


Abbildung 9.1: Verlauf der erreichten Gesamtpunktzahlen bei der Lumbalpunktion. Dargestellt werden die gemittelten Gesamtpunktzahlen für die ersten und letzten drei Punktionsversuche aller Teilnehmer.

Aszitespunktion Der Trainingsverlauf für die Aszitespunktion wird in Abbildung 9.2 dargestellt. Für diesen Eingriff liegen bei den Teilnehmern der Gruppe

\mathcal{G}_2 und den virtuellen Patienten \mathcal{A}_2 an zwei Trainingsterminen Leistungsergebnisse vor.

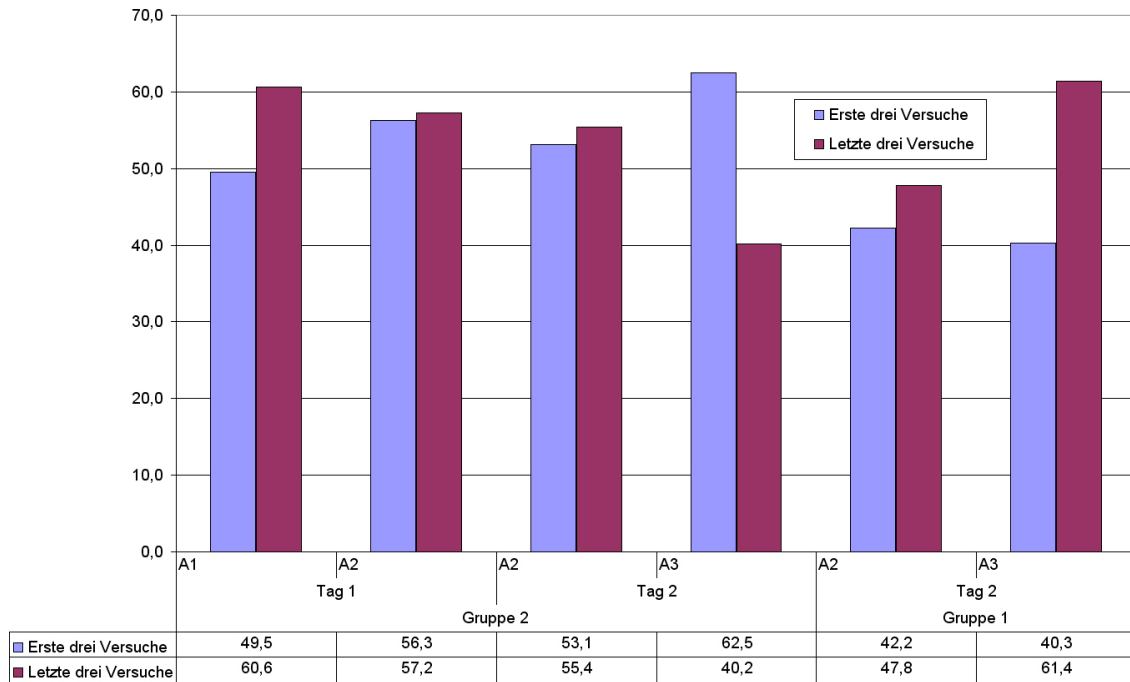


Abbildung 9.2: Verlauf der erreichten Gesamtpunktzahlen bei der Aszitespunktion. Dargestellt werden die gemittelten Gesamtpunktzahlen für die ersten und letzten drei Punktionsversuche aller Teilnehmer.

9.4.3 Diskussion der Leistungsergebnisse

Ein Vergleich der Bewertungsergebnisse für die Lumbalpunktion zwischen den Teilnehmern der Gruppen \mathcal{G}_1 und \mathcal{G}_2 zeigt eine durchschnittliche Steigerung der Punktzahlen um 5 Punkte. Deutlicher wird das Ergebnis, wenn der erfolgreiche Abschluss einer Punktion als das Treffen des Punktionsziels betrachtet wird. Die Erfolgsraten der trainierten Gruppe sind gegenüber den untrainierten Teilnehmern um durchschnittlich 9 Prozentpunkte höher. Insbesondere bei dem, von allen Teilnehmern zuletzt punktierten Patienten \mathcal{L}_2 , der aufgrund von Lendenwirbelsäulenverknöcherungen schwer zu punktieren war, erreichten die trainierten Teilnehmer durchschnittlich fast doppelt so viele Punktionserfolge. Im Falle der Aszitespunktion, die von den Teilnehmern der Gruppe \mathcal{G}_2 am ersten Trainingstermin trainiert wurde, liegen die Punktzahlen und Erfolgsraten nur geringfügig höher (2,5 bzw. 3,5 Prozent).

Die hierbei gewonnenen Ergebnisse sind aufgrund der geringen Probandenzahl und

hoher Standardabweichungen (20 Punkte bzw. 25 Prozent) jedoch statistisch nicht signifikant und können daher nur als Trend bewertet werden.

Eine Beobachtung der Trainingsbetreuer könnte hierbei einen großen Einfluss auf die gemessenen Ergebnisse gehabt haben. Die Teilnehmer tendierten im Verlauf des Trainings insbesondere bei der virtuellen Aszitespunktion dazu, bei späteren Punktionsversuchen auch unübliche Punktionspfade auszuprobieren, was die Bewertungsergebnisse beeinflusst haben könnte. Dieses Verhalten wäre während einer realen Punktion durchaus unüblich und gefährlich, kann während einer virtuellen Punktion jedoch dazu dienen aus den Fehlern zu lernen.

Vor diesem Hintergrund erscheinen die Ergebnisse der Lernkurvenauswertung durchaus aussagekräftig, da hier im Allgemeinen die Probanden im Verlauf des Trainings immer höhere Punktzahlen erreichten. Bei der virtuellen Lumbalpunktion ist dieser Trend auch am zweiten Trainingstermin während der erneuten Punktion des Patienten \mathcal{L}_3 zu beobachten.

9.5 Quantitative Evaluation der Nadelkräfte

Über einen Vergleich mit, aus der Literatur bekannten Kraftkurven für Punktionen sollen die, im Simulator entstehenden Kräfte evaluiert werden. Verschiedene Arbeiten der jüngeren Vergangenheit beschäftigen sich mit der Quantifizierung der Kräfte und Deformierungen während eines Nadeleinstichs. In einigen Arbeiten [SO02, OSO04, BPH⁺97] werden hierzu Messungen an Schweinen bzw. an Schweinelebern durchgeführt, da die Eigenschaften von Schweinegewebe denen des Menschen ähneln [SO02]. Die, in diesen Arbeiten gemessenen, Kräfte weichen teilweise stark voneinander ab. Beispielsweise wird in [BHT00] eine Kraftkurve dargestellt, welche die Eindringkraft in die Haut mit ca. 30 N angibt, was ungewöhnlich hoch erscheint, während in [OSO04, SO02] Eindringkräfte in die Leber mit ca. 1,5 N angegeben werden. Abbildung 9.3 zeigt, wie die Kraftmessungen in [OSO04] und [SO02] durchgeführt wurden und wie die Ergebnisse aussehen.

Eine spezielle Messtechnik wurde von Kataoka, Washio et al. entwickelt. In [KWC⁺02] und [WC04] wird beschrieben, wie mit speziellen Sensoren die Kräfte am Nadelschaft getrennt von den Nadelspitzenkräften erfasst werden können, um den Zeitpunkt des Eindringens in eine Struktur für eine robotergestützte Punktion automatisch bestimmen zu können. Erste Evaluationen der Messmethode wurden an Schweinemilzen durchgeführt. Weitere Messwerte wurden bislang nicht publiziert.

Soweit bekannt, wurden die Werte aus der Literatur zur Definition der haptischen Materialeigenschaften verwendet. Zudem erfolgte die Definition der Parameter in Absprache mit erfahrenen Medizinern (siehe Abschnitt 7.3.3).

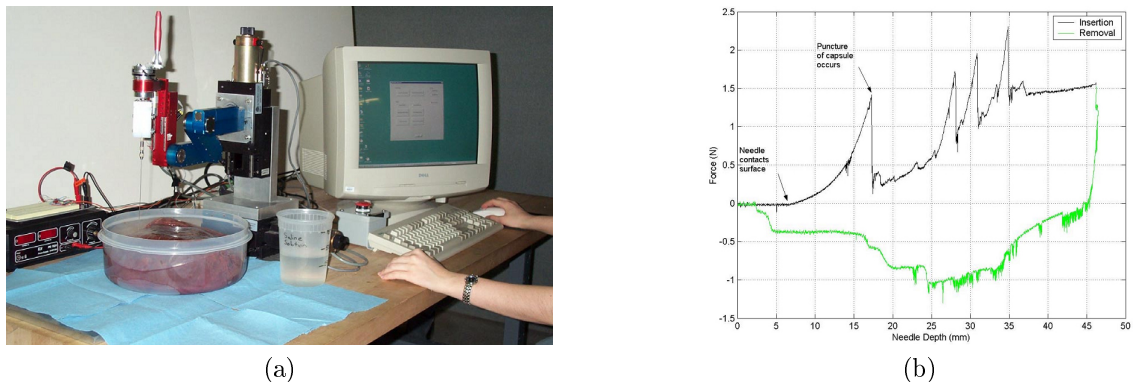


Abbildung 9.3: Aufbau (a) und Ergebnis (b) einer Kraftmessung an einer Schweineleber [SO02].

Um die, während einer virtuellen Punktion auftretenden Kräfte zu verifizieren, wurden die, über das haptische Ein-/Ausgabegerät ausgegebenen Gesamtkräfte während virtueller Punktionen mit einer Abtastrate von 30 Hz aufgezeichnet und als Kraft-Zeit Kurve grafisch dargestellt. Die Ergebnisse werden in den Abbildungen 9.4 und 9.5 gezeigt.

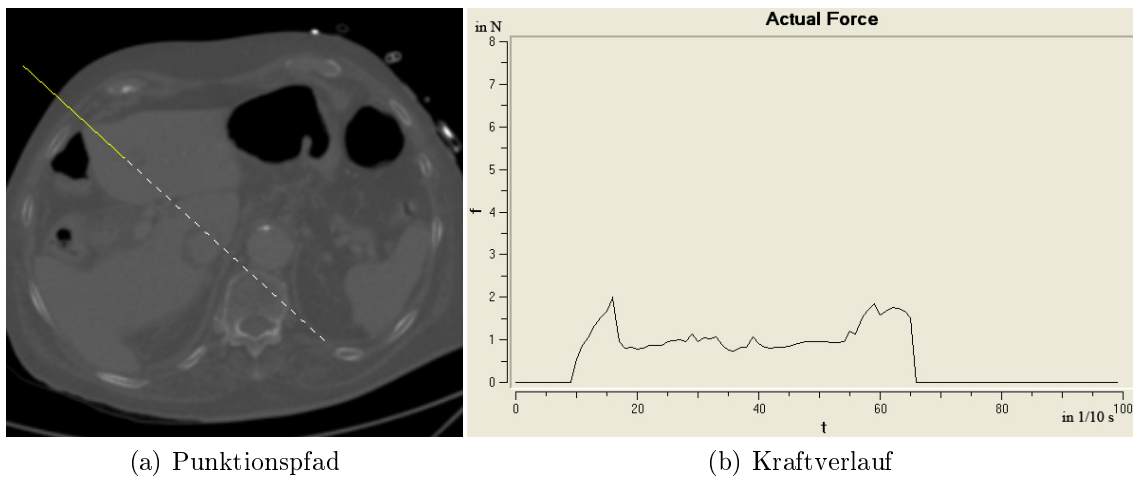


Abbildung 9.4: Während einer virtuellen Gallengangspunktion aufgezeichneter Kraftverlauf. Auf der linken Seite ist der Punktionspfad dargestellt, auf der rechten der entsprechende Kraft/Zeit-Verlauf.

Die Kraftkurve für die PTCD zeigt unterschiedlich ausgeprägte Peaks, die mit dem Eindringen in die Haut und dem Durchstoßen unterschiedlicher Muskeln und der Leberoberfläche korrespondieren. Bei Erreichen der Gallengänge wird die Nadel vom

Benutzer nicht weiter bewegt. Die Kraft geht daher zum Ende stark zurück.

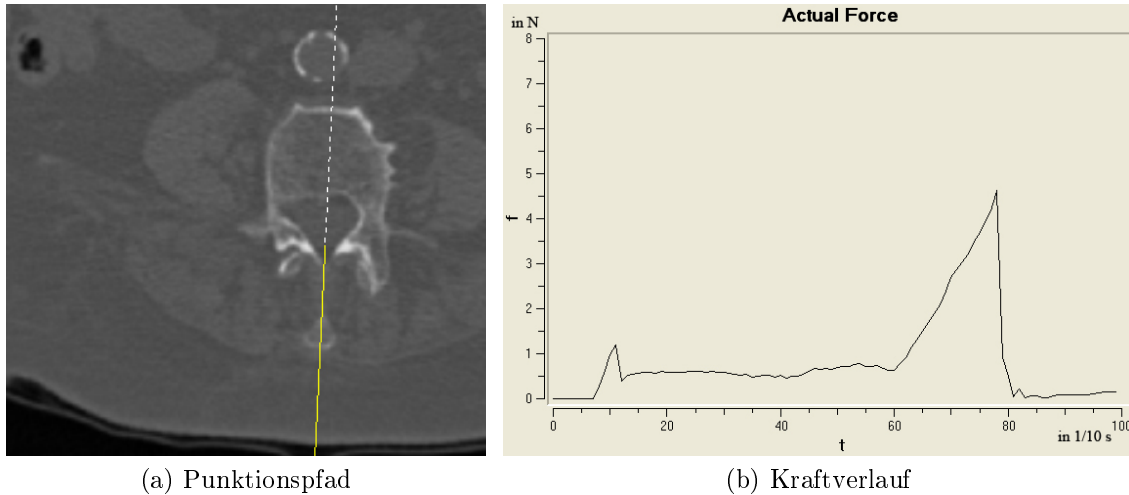


Abbildung 9.5: Während einer virtuellen Lumbalpunktion aufgezeichneter Kraftverlauf. Die Peaks korrespondieren zu den Eindringvorgängen an der Haut und in das Ligamentum flavum. Während der Kraftberechnung wurde die CT-Daten basierte Kraftberechnung deaktiviert.

Abbildung 9.5 reflektiert sehr gut den, in der Literatur beschriebenen Kraftverlauf einer Lumbalpunktion, der mit einem leicht erhöhten Kraftaufwand zur Eindringung in die Haut beginnt und einem abrupten Nachlassen des stärkeren Widerstandes nach Durchstoßen des Ligamentum Flavum endet. Während der in Abb. 9.5 dargestellten virtuellen Lumbalpunktion erfolgte kein Krafteinfluss aus den original CT-Daten. Die Simulation der Nadelkräfte erfolgte demnach allein anhand der segmentierten Strukturen. Ein Vergleich der Kraftkurven von Abbildung 9.5 mit Abb. 9.6 zeigt die Unterschiede im Kraftverlauf. Abb. 9.6 zeigt hierbei den Einfluss der Grauwerte in den CT-Daten auf eine etwas schneller durchgeführte Lumbalpunktion. Es werden Widerstandskräfte an nicht segmentierten Strukturen im Bild erzeugt.

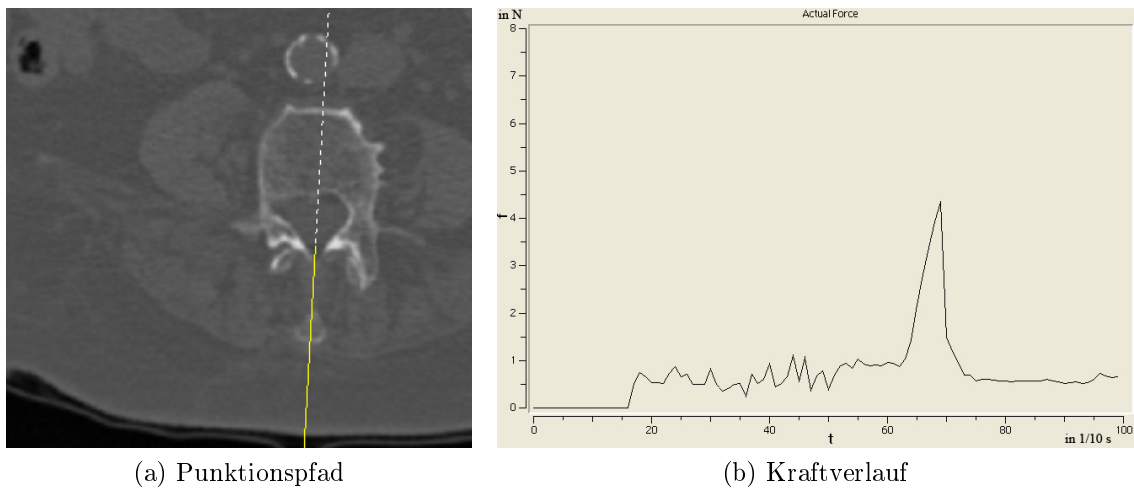


Abbildung 9.6: Kombination der Kraftberechnung aus CT- und Labeldaten. Der Einfluss der CT-Daten erzeugt Widerstandskräfte an nicht segmentierten Strukturen, die sich im Kraftverlauf als Peaks darstellen.

Kapitel 10

Diskussion und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein System zur haptischen und grafischen Simulation von Punktionseingriffen entwickelt. Um das Virtual-Reality-Training zu ermöglichen, wurden neben Methoden des haptischen und grafischen Renderings auch Methoden zur automatischen Bewertung virtueller Punktionen entwickelt, welche die Benutzer über die Punktionsleistungen informieren und Hinweise auf Verbesserungsmöglichkeiten geben.

Bislang kann mit dem entwickelten Framework das Training der Lumbalpunktion, der Aszitespunktion und der perkutanen transhepatischen Gallengangpunktion erfolgen. Hierzu wurden virtuelle Patienten auf Basis von 3D-Bilddaten erstellt, indem relevante Strukturen semiautomatisch segmentiert wurden. Aus diesen Segmentierungen wurden Oberflächenmodelle für das effiziente grafische Rendering des Punktionsvorgangs erstellt, um eine Vielzahl unterschiedlicher Ansichten zu ermöglichen.

Die haptische Simulation von Nadelkräften erfolgt über ein proxy-basiertes haptisches Volumenrendering, welches Informationen aus den Patienten-CT-Daten mit den Informationen der segmentierten 3D-Bilddaten kombiniert und so zum einen eine Vorgabe von Materialeigenschaften an punktionsrelevanten Strukturen ermöglicht, zum anderen das Erfühlen von nicht segmentierten Strukturen anhand der CT-Daten erlaubt. Im Verlauf der Arbeit wurden zwei unterschiedliche Nadelmodelle, ein starres und ein deformierbares, entwickelt. Das starre Nadelmodell ermöglicht über einen 1-Proxy-Ansatz die effiziente Simulation von Nadelkräften und -drehmomenten. Das deformierbare Nadelmodell, welches über eine Multiproxy-Technik mit dem virtuellen Körper interagiert und auf diese Weise auch Nadelverbiegungen simulieren kann, zeigte während einer Performance-Evaluation eine für eine Echtzeit-Simulation ausreichende haptische Wiederholrate und ist daher dem starren Nadelmodell vorzuziehen.

Zur grafischen Darstellung des virtuellen Punktionsvorgangs wurden unterschiedliche Visualisierungsmethoden entwickelt. Diese Ansichten sollen einerseits eine Immersion des Benutzers in die virtuelle Realität über realistische stereoskopische 3D-Visualisierungen erlauben, andererseits über transparente Einsichten in die Anatomie des punktierten Bereichs und unterschiedliche 2D-Ansichten der zugrunde liegenden 3D-Bilddaten die Einprägung der anatomischen Verhältnisse der punktierten Region ermöglichen. Auf diese Weise soll der Lerneffekt für die Benutzer verstärkt werden. Um auch das Training röntgengestützter Eingriffe zu unterstützen, wurde ein Prototyp zur Simulation von Röntgendurchleuchtungen auf Basis von 3D-CT-Daten implementiert.

Über die automatische Auswertung virtueller Punktionen können die Leistungen der Benutzer objektiv bewertet werden, um so die Erstellung individueller Lernkurven oder Vergleiche zwischen Benutzern zu ermöglichen. Weiterhin sollen die Benutzer durch die Ausgabe einer Gesamtpunktzahl und die automatische Generierung von Verbesserungsvorschlägen zu weiterem Training motiviert werden.

Die praktische Einsatzfähigkeit des VR-Trainingssystems wurde im Rahmen einer Benutzerstudie untersucht. Die in einem Fragebogen gesammelten Eindrücke der Teilnehmer zeigen im Mittel überaus positive Rückmeldungen der Benutzer. Der Realismus des Systems, der Lerneffekt durch die Übung mit dem Trainingssystem und die Anwendbarkeit einer VR-Simulation für das Training von Punktionen werden positiv bewertet. Dies stimmt mit den Aussagen der medizinischen Experten, die für diese Arbeit als Kooperationspartner gewonnen werden konnten überein.

Eine Untersuchung der Punktionsleistungen der in zwei Gruppen unterteilten Studienteilnehmer deutet darauf hin, dass über das VR-basierte Training am Punktionsimulator ein positiver Lerneffekt generiert werden kann. Die Ergebnisse sind dabei aufgrund zu geringer Teilnehmerzahlen (54 Teilnehmer) und hoher Standardabweichungen bei den Bewertungsergebnissen als Trend zu verstehen. Sie sind statistisch nicht signifikant.

Mit der Entwicklung des Frameworks zur Simulation von Punktioneingriffen, wird angehenden Mediziner und Ärzten in der Facharztausbildung die Möglichkeit gegeben Punktionen gefahrlos in einer entspannten Atmosphäre zu trainieren, um sich so auf reale Punktionen vorzubereiten.

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 [BBS06]. Das Training am VR-Simulator kann somit die theoretische Vorbereitung auf Punktioneingriffe intensivieren und dadurch einen sinnvollen Beitrag zur klinischen Ausbildung der Mediziner leisten.

Die Ergebnisse der Benutzerstudie und die im vorigen Abschnitt angesprochenen

Aspekte zur Vermittlung von theoretischem Wissen über die direkte praktische Anwendung motivieren den weiteren Einsatz und die weitere Entwicklung des Virtual-Reality-basierten Punktionssimulators. Es sollten hierbei jedoch die im Folgenden beschriebenen Einschränkungen und Nachteile im Auge behalten werden.

Das im Simulator verwendete haptische Ein- Ausgabegerät (Sensable Phantom Premium 6DOF High Force) begrenzt die kontinuierliche Kraftausgabe auf 6, 2 N. Falls ein Benutzer beispielsweise kontinuierlich mit der virtuellen Nadel in den Knochen einzudringen versucht, wird das Gerät die Kraftausgabe kurzzeitig unterbrechen, um die Motoren nicht zu überhitzen. Dieses Nutzerverhalten wurde während der Benutzerstudie jedoch nicht beobachtet. In einer prototypischen Version des Lumbalpunktionssimulators wurde jedoch ein schwächeres Gerät (Standard-Version, siehe Tab. 7.1) mit lediglich 1, 4 N kontinuierlicher Kraftausgabe eingesetzt, was teilweise zu Problemen bei der Generierung hoher Nadelkräfte führte.

Der Einsatz hochwertiger haptischer Ein- Ausgabegeräte führt wiederum zu hohen Anschaffungskosten von ca. 50.000 Euro für die Hardware, was die Vermarktungsmöglichkeiten des Simulationssystems einschränkt. Es ist jedoch in der Zukunft mit einem weiteren Preisrückgang für haptische Ein- Ausgabegeräte zu rechnen, sodass die Anschaffung von VR-Hardware, die für das Training unterschiedlicher medizinischer Eingriffe genutzt werden kann, in der Zukunft könnte.

Die Intuitivität des Simulationssystems wird durch die Schnittstelle (der Griff des haptischen Gerätes und der Monitor) zwischen Simulator und Benutzer stark eingeschränkt. Der Unterschied zu einer realen Punktionsnadel und der Hautoberfläche eines echten Patienten führt zu einer eingeschränkten Immersion des Benutzers. Dieser negative Aspekt spiegelt sich auch in den Freitextantworten der Benutzer wieder, in denen die Anbringung einer echten Nadel an das Gerät oder die Simulation in Kombination mit einer Trainingspuppe gefordert werden. Um diese Einbußen bei der Intuitivität zu kompensieren, wurden die Benutzer über ein synthetisches Modell an die Nadelführung gewöhnt. Strukturelle Verbesserungen der Mensch-Maschine Schnittstelle wären jedoch die bessere Lösung und so ist beispielsweise die Anbringung einer echten Nadel an das haptische Gerät ein nächster Schritt für die Weiterentwicklung des Systems. Da jedoch ein Motor des haptischen Kraftrückkopplungsgerätes in den Griff eingelassen ist, bedarf es zur Umsetzung eines grundlegenden Umbaus, der zu einer Aufhebung der Herstellergarantie führen könnte.

Einige Aspekte einer realen Punktion, wie beispielsweise die Palpation oder die Kommunikation, werden bislang nicht simuliert, bzw. können nicht wirklichkeitsgetreu simuliert werden. Das Training am Punktionssimulator wird daher ein Training an realen Patienten nicht ersetzen können. Es sollte vielmehr als eine gute Möglichkeit für die Vorbereitung der angehenden Mediziner auf eine erste reale Punktion

gesehen und als solche eingesetzt werden.

Neben der im vorigen Abschnitt angesprochenen Weiterentwicklung der Mensch-Maschine-Schnittstelle durch Anbringung einer echten Nadel an das haptische Gerät, könnte das Simulationssystem durch weitere Entwicklungen und Verbesserungen optimiert werden.

So können durch die Bereitstellung zusätzlicher Patienten für die simulierten Eingriffe und die Erschließung weiterer Punktionsanwendungen die Einsatzmöglichkeiten des Simulators verbessert werden.

Um die in Kapitel 9 beobachteten positiven Lerneffekte weiter zu evaluieren, könnte eine Benutzerstudie mit klinischem Bezug initiiert werden, bei der nach einem VR-gestützten Training die Leistungen der Teilnehmer in der Praxis beurteilt werden.

Die bisherige Simulationsumgebung geht von einem festen, nicht-deformierbaren Körpermodell aus. Die Simulation von Weichgewebsdeformationen war laut Aussage der Kooperationspartner für die Simulation der Aszites- und Lumbalpunktion und der PTCD nicht relevant, da es in der Praxis selten zu extremen Nadelanulationen kommt. Da die Simulation solcher Weichgewebsdeformationen dennoch den Realismusgrad des Simulators erhöhen könnte und in der Zukunft der Einsatz des Systems für weitere Punktionsanwendungen geplant ist, wurde ein erster Ansatz zur volumenbasierten Weichgewebsdeformation umgesetzt und getestet. Dieser Ansatz basiert auf dem von Gibson vorgestellten ChainMail (Kettenhemd) Algorithmus [Gib97], der eine Möglichkeit zur effizienten Echtzeit Deformation großer Gitter in Bildauflösung bietet. Der hierbei erstellte Prototyp erlaubt bislang eine grafische Deformation der punktierten Strukturen. Die realistische haptisch-visuelle Deformation des Gewebes in Bildauflösung ist derzeit jedoch noch nicht in Echtzeit möglich.

Ein langfristiges Ziel der in dieser Arbeit vorangetriebenen Entwicklungen ist eine patientenindividuelle VR-Punktionsplanung, die das Trainieren komplexer Punktionen im Vorfeld eines Eingriffs ermöglicht. Die in Kapitel 8 vorgestellten virtuellen Patienten basieren zwar hauptsächlich auf 3D-CT Daten realer Patienten, mussten jedoch für die Verwendung im Simulationsframework segmentiert werden, um ein haptisches und grafisches Feedback an den punktionsrelevanten Strukturen zu ermöglichen. Die Integration eines auf CT-Daten basierenden haptischen Volumenrenderingverfahrens unterstützt bislang zwar das Feedback an nicht segmentierten Strukturen, es kann jedoch mit dieser Technik bislang kein realistisches Nadelverhalten garantiert werden.

Durch die derzeit in der Forschung zu beobachtende Entwicklung und den konsequenten Einsatz von weitgehend automatischen Segmentierungsverfahren, ist zukünftig eine starke Verkürzung der bisherigen Vorbereitungszeit, von ungefähr einer Arbeitswoche pro Patient, auf wenige Stunden zu erwarten. Zusätzlich könnte über

die Integration von grafischen Volumenrenderingansätzen und die Weiterentwicklung der, in Kapitel 4 beschriebenen CT-basierten Nadelsimulationsalgorithmen (bspw. durch die Verwendung atlasbasierter Transferfunktionen) die Anzahl der zu segmentierenden Strukturen reduziert werden. Auf diese Weise wäre die realistische Punktionsimulation auf Basis partiell segmentierter 3D-CT-Daten möglich.

Die in dieser Arbeit entwickelten Ansätze bilden somit die ersten Schritte auf dem Weg zu einer patientenindividuellen Punktionsimulation. Sie können jedoch bis zur Umsetzung der weiteren Schritte jetzt schon einen wichtigen Beitrag zur praktischen Ausbildung von Medizinern leisten und so die Risiken und Schmerzen, die den Patienten durch fehlerhafte, von unerfahrenen Anwendern ausgeführte Punktions entstehen, deutlich verringern.

Anhang A

Notationen und mathematische Symbole

Abkürzung	Bedeutung	Definition
Grundlagen des haptischen Renderings:		
\vec{f}	Kraft, Kraftvektor	S. 14
\vec{x}_{tip}	Position der Gerätespitze im virtuellen Raum	S. 14
\vec{x}_P	Proxyposition	S. 14
k	Federkonstante	S. 14
\vec{d}	Distanzvektor zwischen Proxyposition und virtueller Gerätespitze	S. 16
Erstellung virtueller Patienten:		
I	Bild, Bildvolumen	S. 15
$\vec{\nabla}I$	Gradientenbild	S. 15
\hat{N}	Projektion des Bildgradienten auf \vec{d}	S. 16
\hat{T}	Zu \hat{N} orthogonaler Anteil des Gradienten	S. 16
T_N, T_T, R	Haptische Transferfunktionen (Oberflächenstärke, Oberflächenreibung, und Viskosität)	S. 16
I_{CT}	3D-CT-Bildvolumen	S. 20
\vec{x}	Bildkoordinatenvektor	S. 20
I_{RGB}	3D-RGB-Cryotomschnittvolumen	S. 21
I_L	Labelbild (3D-Volumen der Segmentierungsergebnisse)	S. 22
L	Labelwert	S. 25
T	Schwellenwert	S. 25
I_{CT}^{MC}	Anhand der Strukturlabel maskierte CT-Daten	S. 25
Simulation von Nadelkräften:		
\mathcal{F}_{Stiff}	Festigkeit einer Struktur	S. 32

Abkürzung	Bedeutung	Definition
\mathcal{F}_{Resist}	Widerstand einer Struktur	S. 32
\mathcal{F}_{Fric}	Oberflächenreibung einer Struktur	S. 32
\mathcal{F}_{Visc}	Viskosität einer Struktur	S. 32
\vec{v}_{Schaft}	Richtungsvektor des Nadelschafts	S. 32
\mathcal{T}	Nadeltransformationsmatrix	S. 32
\hat{N}_{Schaft}	Schafttrichtung	S. 32
\hat{T}_{Schaft}	Schafttangente	S. 33
t_0	Zeitpunkt des Hauteinstichs	S. 34
\vec{x}_0	Position des Hauteinstichs	S. 34
\vec{v}_0	Richtungsvektor beim Hauteinstich	S. 34
λ	Nadelreibungskonstante	S. 34
l_{Schaft}	Länge des Nadelschafts	S. 34
Q, Q_{dest}, Q_{rev}	Quaternionen zur Berechnung der Rücksteldrehung der Nadel	S. 35
\vec{m}	Drehmomente	S. 35
θ	Gewicht der Eindringtiefe	S. 35
\mathcal{R}	Rotationsmatrix des Endeffektors	S. 36
T_{CT}	Transferfunktion: Grauwerte \rightarrow Widerstandskräfte	S. 37
T_{∇}	Schwellenwert für den Gradientenbetrag	S. 37
Nadeldeformation:		
t	Zeit, Zeitpunkt	S. 38
i, j	Zählvariablen	S. 38
$\alpha, \vec{\alpha}$	Winkel, 3D-Winkel an einer Rotationsfeder	S. 38
M_{ij}^t	Durch eine Hebelkraft \vec{f}_j an einer Rotationsfeder i wirkendes Drehmoment zum Zeitpunkt t	S. 38
l	Länge der Nadelsegmente	S. 39
n	Anzahl der Nadelsegmente	S. 39
\vec{x}_i, \vec{x}_{P_i}	Positionen der Rotationsfedern und der dazugehörigen Proxys	S. 39
\vec{m}_i	Drehmomentvektor an einer Rotationsfeder	S. 40
κ	Biegungskonstante der Nadel	S. 40
α_{max}	Bruchwinkel	S. 42
Visualisierung:		
\vec{x}_{Cam}	Position der Kamera	S. 49
\vec{x}_{Fokus}	Fokuspunkt	S. 49
\vec{v}_{Up}	Aufrichtvektor der Kamera	S. 49
α_{Cam}	Öffnungswinkel der Kamera	S. 49
\mathcal{A}	Koordinatentransformation (Gerätekoordinaten \Rightarrow Arbeitskoordinaten)	S. 49
\vec{x}_S	Ursprung Arbeitskoordinatensystem	S. 49
\vec{v}_{View}	Blickrichtung der Kamera	S. 49

Abkürzung	Bedeutung	Definition
X, Y, Z	Koordinatenachsen	S. 49
\vec{x}_{Griff}	Griffposition	S. 53
$\vec{v}_{NeedleUp}$	Aufrichtvektor des Griffes	S. 53
\vec{x}_{V_i}	Vertexpositionen des Nadelmeshes	S. 56
$\mathcal{P}_{XY}, \mathcal{P}_{XZ}, \mathcal{P}_{YZ}$	Orthogonale Ebenen zur multiplanaren Rekonstruktion	S. 58
$\mathcal{H}(p)$	Helligkeitswert	S. 59
p	Bildpunkt	S. 59
\mathcal{A}	Abschwächung	S. 59
\mathcal{R}_p	Röntgenstrahl	S. 59
Bewertung:		
A	Anzahl der Punktionsversuche	S. 68
t_E	Zeitpunkt des Punktionsabschlusses	S. 68
$Q = \vec{q}_0, \vec{q}_1, \dots, \vec{q}_E$	Punktionspfad	S. 68
\vec{p}_i, r_i	Definition optimaler Einstichpfade (Positionen und Radien)	S. 69
\mathcal{K}_t	Bewertungskriterium: Zeit	S. 69
t_{min}, t_{max}	Minimal- und Maximalzeiten	S. 69
\mathcal{K}_A	Bewertungskriterium: Anzahl Versuche	S. 70
\mathcal{K}_Z	Bewertungskriterium: Ziel erreicht	S. 70
Z	Menge der Zielstrukturen	S. 70
\mathcal{K}_R	Bewertungskriterium: Risikostrukturen	S. 70
R	Menge der Risikostrukturen	S. 70
\mathcal{K}_P	Bewertungskriterium: Einstichposition	S. 70
\mathcal{K}_W	Bewertungskriterium: Einstichwinkel	S. 70
\mathcal{K}_D	Bewertungskriterium: Einstichtiefe	S. 70
\mathcal{K}_E	Bewertungskriterium: Abweichung vom Referenzpfad	S. 71
ω_i	Punktionsbewertungsgewichte	S. 71
N	Newton	S. 74
Anwendungen, Evaluation:		
\mathcal{L}_i	Virtuelle Lumbalpunktionspatienten	S. 90
\mathcal{A}_i	Virtuelle Aszitespatienten	S. 96
$\mathcal{G}_1, \mathcal{G}_2$	Evaluationsgruppen	S. 108

Literaturverzeichnis

- [AWB⁺07] 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, 2007. [zitiert auf S. 107]
- [BBS06] Böhlinger, 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. [zitiert auf S. 124]
- [BCOD08] Brümmer, V. , H. Carnahan, A. Okraïneec und A. Dubrowski: *Trocar insertion: The neglected task of VR simulation*. In: Westwood, J. , R. Haluck, H. Hoffman, G. Mogel, R. Phillips, R. RA und K. Vosburgh (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 50–52. IOS Press, Amsterdam, 2008. [zitiert auf S. 107]
- [BCSK⁺08] Brown-Clerk, B. , K. Siu, D. Katsavelis, I. Lee, D. Oleynikov und N. Stergiou: *Validating advanced robot-assisted laparoscopic training task in virtual reality*. In: Westwood, J. , R. Haluck, H. Hoffman, G. Mogel, R. Phillips, R. RA und K. Vosburgh (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 45–49. IOS Press, Amsterdam, 2008. [zitiert auf S. 107]
- [BD06] Bortz, J. und N. Döring: *Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler*. Springer Verlag, Heidelberg, 2006. [zitiert auf S. 110]
- [BHT00] Brett, P. N. , A. J. Harrison und T. A. Thomas: *Schemes for the identification of tissue types and boundaries at the tool point for surgical needles*. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 4(1):30–36, 2000. [zitiert auf S. 81, 118]

- [BHW07] Boulos, M. N. K. , L. Hetherington und S. Wheeler: *Second Life: An overview of the potential of 3-D virtual worlds in medical and health education*. Health Info Libr J, 24(4):233–245, 2007. [zitiert auf S. 3, 19]
- [BLC⁺03] Burke, D. R. , C. A. Lewis, J. F. Cardella, S. J. Citron, A. T. Drooz, Z. J. Haskal, J. W. Husted, T. C. McCowan, A. V. Moore, S. B. Oglevie, D. Sacks, J. B. Spies, R. B. Towbin und C. W. Bakal: *Quality improvement guidelines for percutaneous transhepatic cholangiography and biliary drainage*. J Vasc Interv Radiol, 14(9 Pt 2):S243–S246, 2003. [zitiert auf S. 100]
- [BM97] Barrett, W. A. und E. N. Mortensen: *Interactive live-wire boundary extraction*. Med Image Anal, 1(4):331–341, 1997. [zitiert auf S. 22]
- [BMA⁺08] Bowyer, M. , M. Manahl, E. Acosta, J. Stutzmen und A. Liu: *Far forward feasibility: Testing a cricothyroidotomy simulator in Iraq*. In: Westwood, J. , R. Haluck, H. Hoffman, G. Mogel, R. Phillips, R. RA und K. Vosburgh (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 37–41. IOS Press, Amsterdam, 2008. [zitiert auf S. 108]
- [BPH⁺97] Brett, P. N. , T. J. Parker, A. J. Harrison, T. A. Thomas und A. Carr: *Simulation of resistance forces acting on surgical needles*. Proc Inst Mech Eng H, 211(4):335–347, 1997. [zitiert auf S. 81, 118]
- [BRL07] Banerjee, P. P. , S. Rizzi und C. Luciano: *Virtual reality and haptic interface for cellular injection simulation*. Stud Health Technol Inform, 125:37–39, 2007. [zitiert auf S. 4]
- [BS08] Blanchette, J. und M. Summerfield: *C++ GUI Programming with Qt 4 (2nd Edition) (Prentice Hall Open Source Software Development Series)*. Prentice Hall PTR, 2. Auflage, 2008. [zitiert auf S. 77]
- [BSHW07] Basdogan, C. , M. Sedef, M. Harders und S. Wesarg: *VR-based simulators for training in minimally invasive surgery*. IEEE Comput Graph Appl, 27(2):54–66, 2007. [zitiert auf S. 3]
- [CEG⁺06] Cannon, W. D. , D. G. Eckhoff, W. E. Garrett, R. E. Hunter und H. J. Sweeney: *Report of a group developing a virtual reality simulator for arthroscopic surgery of the knee joint*. Clin Orthop Relat Res, 442:21–29, 2006. [zitiert auf S. 3]
- [CHB⁺07] Citak, M. , C. Haasper, M. Behrends, T. Kupka, D. Kendorff, T. Hübner, H. Matthies und C. Krettek: *Webbasiertes E-Learning-Tool*

- in der unfallchirurgischen Lehre - Erste Erfahrungen und Evaluationsergebnisse.* Unfallchirurg, 110(4):367–372, 2007. [zitiert auf S. 2]
- [CTW⁺06] Chui, C.-K. , J. Teo, Z. Wang, J. Ong, J. Zhang, K.-M. Si-Hoe, S.-H. Ong, C.-H. Yan, S.-C. Wang, H.-K. Wong, J. H. Anderson und S.-H. Teoh: *Integrative haptic and visual interaction for simulation of PMMA injection during vertebroplasty.* Stud Health Technol Inform, 119:96–98, 2006. [zitiert auf S. 4]
- [DAS01] Dang, T. , T. M. Annaswamy und M. A. Srinivasan: *Development and evaluation of an epidural injection simulator with force feedback for medical training.* Stud Health Technol Inform, 81:97–102, 2001. [zitiert auf S. 3, 4]
- [DFBH09] Dahmke, T. , M. Färber, C.-A. Bohn und H. Handels: *VR-Trainingssimulator für Lumbal- und Aszitespunktionen mit elastischer Nadelverbiegung.* In: Meinzer, H. P. , T. M. Deserno, H. Handels und T. Tolxdorff (Herausgeber): *Bildverarbeitung für die Medizin 2009*, Informatik aktuell, Seiten 87–91, Heidelberg, 2009. Springer Verlag. [zitiert auf S. 37]
- [DGS06] Dehghan, E. , O. Goksel und S. E. Salcudean: *A comparison of needle bending models.* Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv, 9(Pt 1):305–312, 2006. [zitiert auf S. 4, 38, 39]
- [Die05] Diener, H. C. : *Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie.* Thieme, Stuttgart, 2005. [zitiert auf S. 88, 89]
- [DKG06] Dreifaldt, U. , Z. Kulcsar und P. Gallagher: *Exploring haptics as a tool to improve training of medical doctors in the procedure of spinal anaesthetics.* In: *Eurohaptics*, Paris, 2006. [zitiert auf S. 3, 19]
- [DS02] DiMaio, S. und S. Salcudean: *Needle insertion modelling and simulation.* In: *Robotics and Automation, 2002. Proceedings. IEEE International Conference on ICRA*, Band 2, Seiten 2098–2105, 2002. [zitiert auf S. 4]
- [DS05a] DiMaio, S. P. und S. E. Salcudean: *Needle steering and motion planning in soft tissues.* IEEE Trans Biomed Eng, 52(6):965–974, 2005. [zitiert auf S. 4]
- [DS05b] DiMaio, S. P. und S. E. Salcudean: *Interactive simulation of needle insertion models.* IEEE Trans Biomed Eng, 52(7):1167–1179, 2005. [zitiert auf S. 4]

- [EEP07] Er, F. , E. Erdmann und R. Pfister: *Die Aszitespunktion*. Dtsch Med Wochenschr, 132:1177–1179, 2007. [zitiert auf S. 94, 95]
- [FCV⁺07] Forest, C. , O. Comas, C. Vaysière, L. Soler und J. Marescaux: *Ultrasound and needle insertion simulators built on real patient-based data*. Stud Health Technol Inform, 125:136–139, 2007. [zitiert auf S. 4, 19]
- [FDBH09] Färber, M. , T. Dahmke, C. A. Bohn und H. Handels: *Needle bending in a VR-puncture training system using a 6DOF haptic device*. Stud Health Technol Inform, 142:91–93, 2009. [zitiert auf S. 37]
- [FDE⁺06] Färber, M. , F. Drescher, J. Ehrhardt, S. Müller und H. Handels: *Integration von haptischen Ein-/Ausgabegeräten zur intuitiven Interaktion mit virtuellen Körpern in OP-Planungssysteme*. In: *51. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie, GMDS*, Seiten 71–72, Leipzig, 2006. [zitiert auf S. 3]
- [FEH05] Färber, M. , J. Ehrhardt und H. Handels: *Automatic atlas-based contour extraction of anatomical structures in medical images*. In: *CARS: Computer Assisted Radiology and Surgery*, Band 1281 der Reihe *International Congress Series*, Seiten 272–277, Berlin, 2005. Elsevier. [zitiert auf S. 22]
- [FEH07] 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, 2007. [zitiert auf S. 22]
- [FGBH08] Färber, M. , B. Gawenda, C.-A. Bohn und H. Handels: *Haptic landmark positioning and automatic landmark transfer in 4D lung CT data*. In: Tolxdorff, T. , J. Braun, T. M. Deserno, H. Handels, A. Horsch und H.-P. Meinzer (Herausgeber): *Bildverarbeitung für die Medizin*, Informatik Aktuell, Seiten 313–317. Springer, 2008. [zitiert auf S. 3]
- [FHD⁺08] Färber, M. , E. Hoeborn, D. Dalek, F. Hummel, C. Gerloff, C. A. Bohn und H. Handels: *Training and evaluation of lumbar punctures in a VR-environment using a 6DOF haptic device*. Stud Health Technol Inform, 132:112–114, 2008. [zitiert auf S. 67]
- [FHGH09] Färber, M. , F. Hummel, C. Gerloff und H. Handels: *Virtual reality simulator for the training of lumbar punctures*. Methods Inf Med, 48(5):493–501, 2009. [zitiert auf S. 47, 108]

- [FHH07a] Färber, M. , J. Heller und H. Handels: *Simulation and training of lumbar punctures using haptic volume rendering and a 6DOF haptic device*. In: Cleary, K. R. und M. I. Miga (Herausgeber): *SPIE Medical Imaging 2007: Visualization and Image-Guided Procedures*, Band 6509, Seiten 0F1–0F8, 2007. [zitiert auf S. 30, 47]
- [FHH+07b] 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. , D. Holz, W. Weber, J. Bongartz, M. Kohl-Bareis und U. Hartmann (Herausgeber): *Advances in Medical Engineering*, Springer Proceedings In Physics, Seiten 236–240, Berlin, 2007. Springer Verlag. [zitiert auf S. 30]
- [FMMR05] Fanti, V. , R. Marzeddu, G. Massazza und P. Randaccio: *A simulation tool to support teaching and learning the operation of X-ray imaging systems*. *Med Eng Phys*, 27(7):555–559, 2005. [zitiert auf S. 59]
- [GAPD08] Gurusamy, K. , R. Aggarwal, L. Palanivelu und B. R. Davidson: *Systematic review of randomized controlled trials on the effectiveness of virtual reality training for laparoscopic surgery*. *Br J Surg*, 95(9):1088–1097, 2008. [zitiert auf S. 3, 4]
- [GDS09] Goksel, O. , E. Dehghan und S. E. Salcudean: *Modeling and simulation of flexible needles*. *Med Eng Phys*, 2009. [zitiert auf S. 38]
- [Gib97] Gibson, S. F. : *3D ChainMail: A fast algorithm for deforming volumetric objects*. In: *SI3D '97: Proceedings of the 1997 symposium on Interactive 3D graphics*, Seiten 149–ff., New York, NY, USA, 1997. ACM. [zitiert auf S. 126]
- [GKW+00] Gorman, P. , T. Krummel, R. Webster, M. Smith und D. Hutchens: *A prototype haptic lumbar puncture simulator*. *Stud Health Technol Inform*, 70:106–109, 2000. [zitiert auf S. 3, 4, 19]
- [Gru08] Grunwald, M. (Herausgeber): *Human haptic perception: Basics and applications*. Birkhäuser Basel, 1. Auflage, 2008. [zitiert auf S. 13]
- [GVT08] Gutiérrez, M. A. , F. Vexo und D. Thalmann: *Stepping into virtual reality: A practical approach*. Springer, Berlin, 1. Auflage, 2008. [zitiert auf S. 1]
- [Haa02] Haage, H. : *Das neue Medizinstudium*. *MedR*, 20(9):456–461, 2002. [zitiert auf S. 2]

- [Haa06] Haage, H. : *Ausbildung zum Arzt: Was ist erreicht, was bleibt zu tun?* Bundesgesundheitsbl - Gesundheitsforsch - Gesundheitsschutz, 49(4):325–329, 2006. [zitiert auf S. 2]
- [Hah06] Hahn, J. : *Checkliste Innere Medizin*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2006. [zitiert auf S. 93, 94, 95]
- [Han08] Hansen, M. M. : *Versatile, immersive, creative and dynamic virtual 3-D healthcare learning environments: a review of the literature*. J Med Internet Res, 10(3):e26, 2008. [zitiert auf S. 3]
- [Han09] Handels, H. : *Medizinische Bildverarbeitung: Bildanalyse, Mustererkennung und Visualisierung für die computergestützte ärztliche Diagnostik und Therapie*. Vieweg+Teubner, 2., überarb. u. erw. Auflage, 2009. [zitiert auf S. 21, 22, 49, 57, 58]
- [HBD07] Hing, J. T. , A. D. Brooks und J. P. Desai: *A biplanar fluoroscopic approach for the measurement, modeling, and simulation of needle and soft-tissue interaction*. Med Image Anal, 11(1):62–78, 2007. [zitiert auf S. 81]
- [HDZ05] Hansen, G. A. , R. W. Douglass und A. Zardecki: *Mesh enhancement: Selected elliptic methods, foundations and applications*. Imperial College Press, illustrierte Auflage, 2005. [zitiert auf S. 26]
- [Hol01] Holton, L. L. : *Force models for needle insertion created from measured needle puncture data*. Stud Health Technol Inform, 81:180–186, 2001. [zitiert auf S. 4]
- [Hop96] Hoppe, H. : *Progressive meshes*. In: *SIGGRAPH '96: Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, Seiten 99–108, New York, NY, USA, 1996. ACM. [zitiert auf S. 26]
- [HSGP+04] Heiland, M. , N. V. Sternberg-Gospos, B. Pflesser, D. Schulze, K. H. Höhne, R. Schmelzle und A. Petersik: *Virtual simulation of dental surgery using a three-dimensional computer model with a force feedback system*. Mund Kiefer Gesichtschir, 8(3):163–166, 2004. [zitiert auf S. 3]
- [HSL+07] Harders, M. , U. Spaelter, P. Leskovsky, G. Szekely und H. Bleuler: *Haptic interface module for hysteroscopy simulator system*. Stud Health Technol Inform, 125:167–169, 2007. [zitiert auf S. 3]
- [HSS98] Hiemenz, L. , D. Stredney und P. Schmalbrock: *Development of the force-feedback model for an epidural needle insertion simulator*. Stud Health Technol Inform, 50:272–277, 1998. [zitiert auf S. 3]

- [HTK⁺07] Hor, K.-W. , D. Tran, A. Kamani, V. Lessoway und R. Rohling: *Instrumentation for epidural anesthesia*. Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv, 10(Pt 2):918–925, 2007. [zitiert auf S. 81]
- [IMC⁺05] Ilic, D. , T. Moix, N. M. Cullough, L. Duratti, I. Vecerina und H. Bleuler: *Real-time haptic interface for VR colonoscopy simulation*. Stud Health Technol Inform, 111:208–212, 2005. [zitiert auf S. 3]
- [KaM00] Kühnapfel, U. , H. K. Çakmak und H. Maaß: *Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation*. Computers & Graphics, 24(5):671 – 682, 2000. [zitiert auf S. 3]
- [KMC⁺06] Knudsen, B. , E. Matsumoto, B. Chew, B. Johnson, V. Margulis, J. Cadeddu, M. Pearle, S. Pautler und J. 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, 2006. [zitiert auf S. 5, 108]
- [KSY⁺06] Kusumoto, N. , T. Sohmura, S. Yamada, K. Wakabayashi, T. Nakamura und H. Yatani: *Application of virtual reality force feedback haptic device for oral implant surgery*. Clin Oral Implants Res, 17(6):708–713, 2006. [zitiert auf S. 3]
- [KWC⁺02] Kataoka, H. , T. Washio, K. Chinzei, K. Mizuhara, C. Simone und A. M. Okamura: *Measurement of tip and friction force acting on a needle during penetration*. In: *Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv*, Seiten 216–223, 2002. [zitiert auf S. 81, 118]
- [Lan05] Lang, S. : *Algebra*. Springer, 3. Auflage, 2005. [zitiert auf S. 35]
- [LBL⁺07] Lemole, G. M. , P. P. Banerjee, C. Luciano, S. Neckrysh und F. T. Charbel: *Virtual reality in neurosurgical education: part-task ventriculostomy simulation with dynamic visual and haptic feedback*. Neurosurgery, 61(1):142–148, 2007. [zitiert auf S. 3]
- [LC87] Lorensen, W. E. und H. E. Cline: *Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm*. In: *SIGGRAPH '87: Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, Seiten 163–169, New York, NY, USA, 1987. ACM. [zitiert auf S. 25]
- [LCG98] Lathan, C. , K. Cleary und R. Greco: *Development and evaluation of a spine biopsy simulator*. Stud Health Technol Inform, 50:375–376, 1998. [zitiert auf S. 4]

- [LHH05] Lehmann, T. , J. Hiltner und H. Handels: *Handbuch der Medizinischen Informatik*, Kapitel Medizinische Bildverarbeitung, Seiten 361–423. Carl Hanser Verlag, München & Wien, 2., vollständig neu bearbeitete Auflage, 2005. [zitiert auf S. 4]
- [LM99] Lammert, F. und S. Matern: *Thieme's Innere Medizin - TIM*, Kapitel Komplikationen der Leberzirrhose, Seiten 739–754. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1999. [zitiert auf S. 93, 94]
- [LOP98] Lippert, H. , T. R. Olson und W. Pawlina: *A.D.A.M. Anatomie-Atlas*. Mediscript-Verlag, Bad Wörishofen, 1998. [zitiert auf S. 95]
- [Lum09] http://wb7.itrademarket.com/pdimage/06/1092806_eit100.jpg, 2009. Abgerufen am: 7.9.2009. [zitiert auf S. 12]
- [LVCT08] Lim, Y.-J. , P. Valdivia, C. Chang und N. Tardella: *MR fluid haptic system for regional anesthesia training simulation system*. Stud Health Technol Inform, 132:248–253, 2008. [zitiert auf S. 4]
- [LYG02] Lundin, K. , A. Ynnerman und B. Gudmundsson: *Proxy-based haptic feedback from volumetric density data*. In: *Eurohaptics Conference*, Seiten 104–109, University of Edinburgh, United Kingdom, 2002. [zitiert auf S. 15]
- [MAA⁺04] 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. [zitiert auf S. 4, 81]
- [Men03] Menche, N. : *Biologie Anatomie Physiologie*. Urban & Fischer, München Jena, 2003. [zitiert auf S. 86, 87, 88]
- [MFS⁺08] Maillard, P. , L. Flaction, E. Samur, D. Hellier, J. Passenger und H. Bleuler: *Instrumentation of a clinical colonoscope for surgical simulation*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008:70–73, 2008. [zitiert auf S. 3]
- [MGK⁺02] Mabrey, J. D. , S. D. Gillogly, J. R. Kasser, H. J. Sweeney, B. Zarins, H. Mevis, W. E. Garrett, R. Poss und W. D. Cannon: *Virtual reality simulation of arthroscopy of the knee*. Arthroscopy, 18(6):E28, 2002. [zitiert auf S. 3]
- [MS08] Monahan, E. und K. Shimada: *Verifying the effectiveness of a computer-aided navigation system for arthroscopic hip surgery*. In:

- Westwood, J. , R. Haluck, H. Hoffman, G. Mogel, R. Phillips, R. RA und K. Vosburgh (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 302–307. IOS Press, Amsterdam, 2008. [zitiert auf S. 107]
- [MSH+02] Manyak, M. J. , K. Santangelo, J. Hahn, R. Kaufman, T. Carleton, X. C. Hua und R. J. Walsh: *Virtual reality surgical simulation for lower urinary tract endoscopy and procedures*. *J Endourol*, 16(3):185–190, 2002. [zitiert auf S. 3]
- [MW07] Müller-Wittig, W. : *Medizintechnik - Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*, Kapitel Virtuelle Realität in der Medizin, Seiten 791–802. Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 3. Auflage, 2007. [zitiert auf S. 3, 107]
- [MWGG07] Muehlenberg, K. , K. Wiedmann, V. Gülberg und A. Gerbes: *Die Aszitespunktion - Zum Beitrag aus DMW Nr.21/2007*. *Dtsch Med Wochenschr*, 132:2590–2594, 2007. [zitiert auf S. 94, 95]
- [MZR+07] 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, 2007. [zitiert auf S. 4, 108]
- [NHK+09] Ng, I. , P. Y. K. Hwang, D. Kumar, C. K. Lee, R. A. Kockro und Y. Y. Sitoh: *Surgical planning for microsurgical excision of cerebral arterio-venous malformations using virtual reality technology*. *Acta Neurochir (Wien)*, 151(5):453–63, 2009. [zitiert auf S. 3]
- [OHS+08] O’Leary, S. J. , M. A. Hutchins, D. R. Stevenson, C. Gunn, A. Krumpholz, G. Kennedy, M. Tykocinski, M. Dahm und B. Pyman: *Validation of a networked virtual reality simulation of temporal bone surgery*. *Laryngoscope*, 118(6):1040–1046, 2008. [zitiert auf S. 3]
- [OPK+99] 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, 1999. [zitiert auf S. 107]
- [OSO04] Okamura, A. , C. Simone und M. O’Leary: *Force modeling for needle insertion into soft tissue*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(10):1707–1716, 2004. [zitiert auf S. 81, 118]

- [PCH⁺05] Park, J. S. , M. S. Chung, S. B. Hwang, Y. S. Lee, D.-H. Har und H. S. Park: *Visible Korean human: improved serially sectioned images of the entire body*. IEEE Trans Med Imaging, 24(3):352–360, 2005. [zitiert auf S. 19, 21, 22, 89]
- [Pea94] Pearce, J. M. : *Walter Essex Wynter, Quincke, and lumbar puncture*. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 57(2):179, 1994. [zitiert auf S. 89]
- [PvSA⁺98] Pettersson, H. , G. K. von Schulthess, D. J. Allison, H. Carty, D. Resnick, A. L. Baert, H.-J. Smith, R. D. Boutin, I. Andersson, P. Grenier, H. Ringertz, F. Coakley, H. Hricak, C. B. Higgins, R. Hermans und G. Scotti: *The encyclopaedia of medical imaging*, Band 1 - Physics, Techniques, Procedures. Taylor & Francis, 1998. [zitiert auf S. 101, 102]
- [Qui91] Quincke, H. : *Die Lumbalpunktion des Hydrocephalus*. Berl Med Wochenschr, 28:929–33, 1891. [zitiert auf S. 86]
- [RKK⁺02] Ra, J. B. , S. M. Kwon, J. K. Kim, J. Yi, K. H. Kim, H. W. Park, K.-U. Kyung, D.-S. Kwon, H. S. Kang, S. T. Kwon, L. Jiang, J. Zeng, K. Cleary und S. K. Mun: *Spine needle biopsy simulator using visual and force feedback*. Comput Aided Surg, 7(6):353–363, 2002. [zitiert auf S. 4]
- [RLBH⁺05] Radeleff, B. , R. Lopez-Benitez, P. Hallscheift, L. Grenacher, M. Libicher, G. Richter und G. Kauffmann: *Interventionen bei malignen Gallenwegsstenosen*. Radiologe, 45(11):1020–1030, 2005. [zitiert auf S. 100]
- [RLMG09] Rosen, J. M. , S. A. Long, D. M. McGrath und S. E. Greer: *Simulation in plastic surgery training and education: the path forward*. Plast Reconstr Surg, 123(2):729–38; discussion 739–40, 2009. [zitiert auf S. 3]
- [RML07] Rust, G. , S. Marketsmüller und N. Lindlbauer: *Medizintechnik - Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*, Kapitel 3D-Postprocessing für die virtuelle Endoskopie, Seiten 823–826. Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 3. Auflage, 2007. [zitiert auf S. 107]
- [RPKBB04] Renz-Polster, H. , S. Krautzig, J. Braun und A. Brüning: *Basislehrbuch Innere Medizin*. Urban & Fischer, München und Jena, 3. Auflage, 2004. [zitiert auf S. 93]
- [RRM⁺05] Russakoff, D. B. , T. Rohlfing, K. Mori, D. Rueckert, A. Ho, J. R. Adler und C. R. Maurer: *Fast generation of digitally reconstructed radiographs using attenuation fields with application to 2D-3D*

- image registration*. IEEE Trans Med Imaging, 24(11):1441–1454, 2005.
[zitiert auf S. 59]
- [RWPH09] Riemer, M. , M. Wollatz, C.-J. Peimann und H. Handels: *Benutzerverhalten auf der eLearning-Plattform Moodle im Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf - Bestandsaufnahme und Analyse mit Hilfe kontinuierlicher Pflichtevaluations in 2006-2007* . Journal GMS Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie, 5(1):Doc05 (20090225), 2009. [zitiert auf S. 2]
- [SBPW94] Singh, S. , M. Bostrom, D. Popa und C. Wiley: *Design of an interactive lumbar puncture simulator with tactile feedback*. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Band 2, Seiten 1734–1739, 1994. [zitiert auf S. 3]
- [SBST06] Scerbo, M. W. , J. P. Bliss, E. A. Schmidt und S. N. Thompson: *The efficacy of a medical virtual reality simulator for training phlebotomy*. Hum Factors, 48(1):72–84, 2006. [zitiert auf S. 4]
- [Sch07] Schölmerich, J. : *Medizinische Therapie 2007 / 2008*, Kapitel Aszites und hepatorenales Syndrom, Seiten 941–949. Springer Verlag, Berlin & Heidelberg, 3. Auflage, 2007. [zitiert auf S. 93, 94]
- [Sch08] Schenkman, N. : *Virtual reality training in urology*. J Urol, 180(6):2305–2306, 2008. [zitiert auf S. 3]
- [Sch09] Schöps, C. : *Erstellung virtueller Körpermodelle für die Virtual-Reality-Simulation der Aszitespunktion und Evaluation des Simulator-Prototypen*. Dissertation, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, 2009. [zitiert auf S. 22, 96, 109]
- [SFEH09] Schwenke, M. , M. Färber, J. Ehrhardt und H. Handels: *Atlasbasierte 3D-Segmentierung medizinischer Bilddaten mit Fast-Marching-Methoden*. In: Meinzer, H. , T. Deserno, H. Handels und T. Tolxdorff (Herausgeber): *Bildverarbeitung für die Medizin 2009*, Informatik aktuell, Seiten 172–176, Heidelberg, 2009. Springer Verlag. [zitiert auf S. 22]
- [SJ87] Sellner, F. und R. Jelinek: *Erfahrungen mit der PTCD beim Gallenblasen- und hilusnahen Gallengangskarzinom*. Acta Chir Austriaca, 19(4):579–582, 1987. [zitiert auf S. 100]
- [SKRF⁺04] Sae-Kee, B. , R. Riener, M. Frey, T. Pröll und R. Burgkart: *Phantom-based interactive simulation system for dental treatment training*. Stud Health Technol Inform, 98:327–332, 2004. [zitiert auf S. 3]

- [SM08a] 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, 2008. [zitiert auf S. 2]
- [SM08b] Shamsunder, S. und M. Manivannan: *Haptic guided laparoscopy simulation improves learning curve*. In: Westwood, J. , R. Haluck, H. Hoffman, G. Mogel, R. Phillips, R. RA und K. Vosburgh (Herausgeber): *Medicine Meets Virtual Reality 16*, Band 132 der Reihe *Studies in Health Technology and Informatics*, Seiten 454–456. IOS Press, Amsterdam, 2008. [zitiert auf S. 107]
- [SMF⁺07] Schmidt, G. , S. Maisch, M. Fiege, O. Haupt, A. Goetz und P. Bischoff: *Die neue Approbationsordnung für Ärzte - Umsetzung für das Fach Anästhesiologie am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf*. *Anaesthesist*, 56(7):691–701, 2007. [zitiert auf S. 2]
- [SMHR⁺09] Seitel, M. , L. Maier-Hein, U. Rietdorf, S. Nikoloff, A. Seitel, A. Franz, H. Kenngott, M. Karck, R. D. Simone, I. Wolf und H.-P. Meinzer: *Towards a mixed reality environment for preoperative planning of cardiac surgery*. *Stud Health Technol Inform*, 142:307–309, 2009. [zitiert auf S. 3]
- [Smi97] Smith, T. : *Der menschliche Körper, Aufbau Funktion Störung, Ein Bildatlas*. Midena Verlag, Augsburg, 1997. [zitiert auf S. 86, 87]
- [SO02] Simone, C. und A. Okamura: *Modeling of needle insertion forces for robot-assisted percutaneous therapy*. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA '02*, Band 2, 2002. [zitiert auf S. 81, 118, 119]
- [SP07] Sarker, S. K. und B. Patel: *Simulation and surgical training*. *Int J Clin Pract*, 61(12):2120–2125, 2007. [zitiert auf S. 1]
- [SSB06] Scerbo, M. W. , E. A. Schmidt und J. P. Bliss: *Comparison of a virtual reality simulator and simulated limbs for phlebotomy training*. *J Infus Nurs*, 29(4):214–224, 2006. [zitiert auf S. 4]
- [SW98] Spitzer, V. M. und D. G. Whitlock: *The Visible Human Dataset: The anatomical platform for human simulation*. *Anat Rec*, 253(2):49–57, 1998. [zitiert auf S. 19, 21, 89]
- [SZL92] Schroeder, W. J. , J. A. Zarge und W. E. Lorensen: *Decimation of triangle meshes*. In: *SIGGRAPH '92: Proceedings of the 19th annual*

- conference on Computer graphics and interactive techniques*, Seiten 65–70, New York, NY, USA, 1992. ACM. [zitiert auf S. 26]
- [SZP07] Stern, J. , I. S. Zeltser und M. S. Pearle: *Percutaneous renal access simulators*. *J Endourol*, 21(3):270–273, 2007. [zitiert auf S. 108]
- [TDR08] Tandon, S. , V. Devarajan und E. Richter: *Design and simulation of a visual and haptic assisted biopsy (ViHAB) system*. *Stud Health Technol Inform*, 132:514–516, 2008. [zitiert auf S. 4]
- [TNL⁺08] Tsang, J. S. , P. A. Naughton, S. Leong, A. D. K. Hill, C. J. Kelly und A. L. Leahy: *Virtual reality simulation in endovascular surgical training*. *Surgeon*, 6(4):214–220, 2008. [zitiert auf S. 3]
- [UFRK09] Ullrich, S. , T. Frommen, R. Rossaint und T. Kuhlen: *Virtual reality-based regional anaesthesia simulator for axillary nerve blocks*. *Stud Health Technol Inform*, 142:392–394, 2009. [zitiert auf S. 4]
- [UTN⁺99] Ursino, M. , J. L. Tasto, B. H. Nguyen, R. Cunningham und G. L. Merrill: *CathSim: An intravascular catheterization simulator on a PC*. *Stud Health Technol Inform*, 62:360–366, 1999. [zitiert auf S. 4]
- [VA04] Vidholm, E. und J. Agmund: *Fast surface rendering for interactive medical image segmentation with haptic feedback*. In: *SIGRAD'04*, Seiten 33–39, 2004. [zitiert auf S. 3]
- [VBHD99] Vogl, T. , J. Balzer, R. Hammerstingl und T. Diebold: *Die Rolle der Radiologie in der Diagnostik und Therapie des zentralen Gallengangskarzinoms*. *Onkologe*, 5(6):499–505, 1999. [zitiert auf S. 99]
- [vJL06] 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, 2006. [zitiert auf S. 2]
- [VTNE04] Vidholm, E. , X. Tizon, I. Nyström und E. Bengtsson: *Haptic guided seeding of MRA images for semi-automatic segmentation*. In: *IEEE International symposium on biomedical imaging (ISBI'04)*, Seiten 288–291, 2004. [zitiert auf S. 3]
- [WBD⁺00] Wiet, G. J. , J. Bryan, E. Dodson, D. Sessanna, D. Stredney, P. Schmalbrock und B. Welling: *Virtual temporal bone dissection simulation*. *Stud Health Technol Inform*, 70:378–384, 2000. [zitiert auf S. 3]

- [WC04] Washio, T. und K. Chinzei: *Needle force sensor, robust and sensitive detection of the instant of needle puncture*. Lecture Notes in Computer Science, Seiten 113–120, 2004. [zitiert auf S. 118]
- [WS08] Wiest, R. und J. Schölmerich: *Aktuelle Diagnostik und Therapie des Aszites*. Gastroenterologe, 3(1):57–67, 2008. [zitiert auf S. 93, 94]
- [WSS⁺02] Wiet, G. J. , D. Stredney, D. Sessanna, J. A. Bryan, D. B. Welling und P. Schmalbrock: *Virtual temporal bone dissection: An interactive surgical simulator*. Otolaryngol Head Neck Surg, 127(1):79–83, 2002. [zitiert auf S. 3]
- [Wyn91] Wynter, E. : *Four cases of tubercular meningitis in which paracentesis was performed for the relief of fluid pressure*. Lancet, 1:981–983, 1891. [zitiert auf S. 86]
- [ZDD⁺03] Zivanovic, A. , E. Dibble, B. Davies, L. Moody und A. Waterworth: *Engineering requirements for a haptic simulator for knee arthroscopy training*. Stud Health Technol Inform, 94:413–418, 2003. [zitiert auf S. 3]

Lebenslauf

Persönliche Informationen

Name: Matthias Färber
geboren am 29. September 1977 in Otterndorf
Wohnort: Kruppenbuscher Weg 10
21789 Wingst
Familienstand: verheiratet, 3 Kinder

Schulische Ausbildung

1990 – 1997 Gymnasium Otterndorf
Juni 1997 Abitur

Ersatzdienst

1997 – 1998 Zivildienst im DRK-Altenheim Otterndorf

Universitäre Ausbildung

Okt. 1998 – Feb. 2004 Studium der Informatik mit Nebenfach
Medizinische Informatik an der Universität zu Lübeck
Sept. 2000 Vordiplom, Note: Gut
Feb. 2004 Diplom mit Auszeichnung, Durchschnittsnote: 1,1
Diplomarbeit: „Konturbasierte Segmentierung anatomischer Bildstrukturen unter Verwendung von Atlanten“,
Note:1,0
Theoretische Informatik, Note: 1,7
Praktische Informatik, Note: 1,0
Technische Informatik, Note: 1,0
Nebenfach Medizinische Informatik, Note: 1,0

Beruflicher Werdegang

- Okt. 1999 – Nov. 2002 Während des Studiums: Wissenschaftliche Hilfskraft im Bereich Forschung und Lehre an Instituten der Universität zu Lübeck (Softwaretechnik und Programmiersprachen, Mathematik und Medizinische Informatik)
- seit März 2004 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Medizinische Informatik, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Wissenschaftliche Auszeichnungen

- Sept. 2006 Posterpreis der 51. GMDs Jahrestagung für das Poster: „Integration von haptischen Ein-/Ausgabegeräten zur intuitiven Interaktion mit virtuellen Körpern in OP-Planungssysteme“