

Aus dem Laser-Forschungslabor der Urologischen Klinik und Poliklinik der Universität
München

Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. h. c. mult. A. Hofstetter

Konzeption und Evaluation eines Endoskopie- Simulators für die Urologie

Dissertation

Zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Margarita Noll

aus
Bad Camberg

2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichtererstatter: Prof. Dr. med. Dr. h. c. mult. A. Hofstetter

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. F. Eitel

Mitbetreuung durch den
Promovierten Mitarbeiter: Dr.rer.nat. R. Baumgartner

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 11. Februar 2003

Margarita Noll

**Konzeption und Evaluation eines Endoskopie-
Simulators für die Urologie**

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
1.1	EU-Projekt MISSIMU	4
1.2	Problemstellung	6
1.3	Begriffsdefinitionen	7
2	STAND DER TECHNIK UND GRUNDLAGEN ZUR ENDO-UROLOGISCHEN SIMULATION	9
2.1	Klassische Ausbildung	9
2.2	Minimal-Invasive Operationen	10
2.2.1	Ausbildung in der minimal-invasiven Operation	11
2.2.2	Ziele der minimal-invasiven Chirurgie	11
2.3	Aufbau eines Endoskopie- Simulators	13
2.3.1	Mensch–Maschine-Interface	13
2.3.2	Simulationssoftware	14
2.4	Endoskopische Simulations-Systeme	14
2.5	Defizite derzeitiger endoskopischer Simulatoren	20
3	MATERIAL UND GENERIERUNG EINER BILDDATENBANK	21
3.1	Beschreibung und Instrumentarium des endoskopischen Eingriffs	21
3.2	Anforderungsanalyse eines endoskopischen Eingriffs in der Harnblase	24
3.2.1	Chronologischer Ablauf einer Zystoskopie	24
3.2.2	Anforderungen an den endo-urologischen Simulator	28
3.2.3	Aufbereitung des endoskopischen Bildmaterials	49
3.3	Realisierung des Simulators	59
3.3.1	Mensch – Maschine Interface	60
3.3.2	Rechnersystem und Simulations-Software	63
3.3.3	Trainingsinhalte des Prototyps	70
4	EVALUATION DES ENDOSKOPISCHEN SIMULATORS	71
4.1	Methode zur Bewertung und Optimierung	71
4.2	Erstellung zweier Fragenkataloge	73
4.3	Statistische Evaluation des Uro-Simulators	73
4.3.1	Geometrie	74
4.3.2	Virtuelle Umgebung	75
4.3.3	Zeitliche Verzögerung	75
4.3.4	Resektoskop	75
4.3.5	Schlingenkontakt ohne Strom	76
4.3.6	Schlingenkontakt unter Schneidestrom	76
4.3.7	Schlingenkontakt unter Koagulationsstrom	77
4.3.8	Rückstellkraft	77

4.3.9	Bewertung der einzelnen Schritte einer virtuellen Zystoskopie mit Resektion	78
5	DISKUSSION UND AUSBLICK	79
5.1	Der Uro-Simulator im Vergleich zu anderen endoskopischen Simulatoren	79
5.2	Vergleiche von Studien zur Anwendung von Trainingssimulatoren	80
5.2.1	Studie mit dem LTS 2000	80
5.2.2	Studien mit dem MIST-VR	81
5.2.3	Vorläufige Studie am Uro-Simulator	81
5.2.4	Vergleich	82
5.3	Diskussion der Vorgehensweise bei der Entwicklung des Prototyps	83
5.3.1	Anforderungen an die Hard- und Software	83
5.3.2	Generierung der Bilddatenbank	84
5.4	Diskussion der Evaluationsstudie des Uro-Simulators	84
5.4.1	Das ATM	84
5.4.2	Geometrie und virtuelle Umgebung	85
5.4.3	Echtzeitdarstellung	86
5.4.4	Resektoskop	86
5.4.5	Interaktion der Resektionsschlinge mit der Blasenwand	87
5.4.6	Rückstellkraft	88
5.4.7	Durchführung einer virtuellen Zystoskopie und der Resektion von Tumorearealen	88
5.5	Anforderungen an eine weiterführende Optimierung des Uro-Simulators	90
5.5.1	Geometrie	90
5.5.2	Virtuelle Umgebung	92
5.5.3	Resektoskop	94
5.5.4	Rückstellkraft	95
5.5.5	Therapeutische Maßnahmen	96
5.5.6	Trainings-Feedback-System	98
5.5.7	Erweiterte Trainingsinhalte nach Optimierung und Weiterentwicklung des Uro-Simulators	99
6	ZUSAMMENFASSUNG	100
7	ANHANG	103
7.1	Anhang A	103
A1:	Verlauf der Zystoskopie und zystoskopischer Eingriffe	103
7.1.1	Vorbereitung und Einführung der Instrumente	103
7.1.2	Weißlicht - Zystoskopie	104
7.1.3	Fluoreszenz – Zystoskopie	106
7.1.4	Blasenspülung	107
7.1.5	Kalte Biopsieentnahme mit der Biopsiezange	107
7.1.6	Transurethale Resektion der Harnblase (TUR-B)	108
7.1.7	Elektrokoagulation mit der elektrischen Schlinge und/oder Kugel	110
7.1.8	Laserkoagulation	110
A2:	Komplikationen während einer Zystoskopie und zystoskopischer Eingriffe	112
7.1.9	Vorbereitung und Einführung der Instrumente	112
7.1.10	Weißlicht - Zystoskopie	113
7.1.11	Fluoreszenz – Zystoskopie	114
7.1.12	Blasenspülung	114
7.1.13	Kalte Biopsieentnahme mit der Biopsiezange	115
7.1.14	Transurethale Resektion der Harnblase (TUR-B)	116

7.1.15	Elektrokoagulation mit der elektrischen Schlinge und/oder Kugel	116
7.1.16	Laserkoagulation	117
7.2	Anhang B	118
7.2.1	FRAGENKATALOG A: Bewertung des Prototyps nach physikalischen Kriterien	118
7.2.2	FRAGENKATALOG B: Bewertung des Prototyps nach urologischen Kriterien	125
7.3	Anhang C:	133
7.3.1	Auswertung des Fragenkatalogs nach physikalischen Kriterien	133
7.3.2	Auswertung des Fragenkatalogs nach urologischen Kriterien	138
8	VERZEICHNIS DER VERWENDETEN SOFTWARE, FORMELZEICHEN, SYMBOLEN UND ABKÜRZUNGEN	143
8.1	Verwendete Softwareprodukte	143
8.2	Verwendete Grafik- und Videoformate	143
8.3	Formelzeichen, Symbole und Abkürzungen	144
9	LITERATURVERZEICHNIS	146

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1	Gesamtschema der MIC-Simulatoren	5
Abb. 2	Komponenten eines Resektoskops	21
Abb. 3	Arbeitsinstrumente	22
Abb. 4	Zusammengesetztes Resektoskop	22
Abb. 5	Komponenten zur Videoendoskopie	23
Abb. 6	Computertomographische Aufnahmen einer gefüllten Harnblase	28
Abb. 7	Fünf Freiheitsgrade des Instruments in der Harnblase	30
Abb. 8	Geometriemodell mit den Orientierungsmerkmalen innerhalb der Harnblase	33
Abb. 9	Minimalster Sichtabstand des Endoskops bei maximaler Neigung im Harnblasenmodell	34
Abb.10	Abstrahlcharakteristik der Beleuchtung und des Bildausschnitts einer 0°bzw.30° Optik	37
Abb.11	Bildblende bei minimaler Vergrößerung	38
Abb.12	Angefärbte histologische Schnitte der Harnblase	39
Abb.13	Häufigkeit der Lokalisation und des Auftretens verschiedener Tumore in der Harnblase	40
Abb.14	Verschiedene Tumorstadien nach der TNM-Klassifikation	41
Abb.15	Geräte- bzw. Systemkonfiguration für die Videozystoskopie	43
Abb.16	Zweidimensionales Blasenhintergrundbild	52
Abb.17	Zusammensetzung zweier benachbarter Einzelbilder zur Erstellung des virtuellen Blasenhintergrunds	53
Abb.18	Dokumentation der Resektion eines Plattenepithelkarzinoms	54
Abb.19	Der Uro-Simulator	59
Abb.20	Ausschnitt vom Uro-Simulator	60
Abb.21	Das ATM	61
Abb.22	Schematische Darstellung des ATMs und der Zahnstange am Endoskopdummy	62
Abb.23	Die virtuelle Blasenwand	64
Abb.24	Virtuelles Ostium mit beginnender Ureterenleiste	65
Abb.25	Virtuelle Luftblase	65
Abb.26	Flaches Tumorareal in der virtuellen Harnblase	66
Abb.27	Entstandenes Tumorbett nach virtueller Resektion	67
Abb.28	Elastizität der virtuellen Blasenwand	68
Abb.29	Minimale und maximale Vergrößerung der virtuellen Blasenwand	69
Abb.30	Fokussiertes und defokussiertes virtuelles Bild	69
Abb.31	Nicht aktivierte Resektionsschlinge taucht in die virtuelle Blasenwand ein	70
Abb.32	Schematischer Schichtaufbau der Harnblase	91
Abb.33	Tangentiale Sicht auf die Blasenwand in der Fluoreszenzdiagnostik	92
Abb.34	Integration eines realen Ostiumbilds auf die virtuelle Blasenwand	93

1 Einleitung

Der Bedarf an Schulung und Trainingssystemen für neue chirurgische Eingriffe entwickelt sich zu einem zentralen Thema in der zukünftigen klinischen Ausbildung. Ein Grund hierfür besteht in der steigenden Anzahl von minimal-invasiven Operationen - videogeführte endoskopische Operationen. Ein Beispiel aus der chirurgischen Klinik und Poliklinik, Klinikum der Maximilians Universität, Klinikum Großhadern, München verdeutlicht diesen Sachverhalt. Hier stieg die Zahl der laparoskopischen Eingriffe, die bekannteste Form der minimal-invasiven Chirurgie, von 1991 bis 1998 um das Zehnfache an. Heute werden bereits etwa 25% aller viszeral-chirurgischen Eingriffe minimal-invasiv durchgeführt [SCH97A]. Ziel dieser besonders patientenfreundlichen Chirurgie ist vor allem die Verringerung der Traumatisierung. Der postoperative Verlauf verkürzt sich drastisch [BUN02; BAU96] [MIC02]. Diese minimal-invasive Operationstechnik fordert den Chirurgen heraus, von seinem gewohnten stereoskopischen Sehvermögen abzusehen und mit einer monoskopischen Sichtweise durch die Optik der Kamera die Organe zu untersuchen und zu beurteilen [SCH02]. Das Unterscheiden zwischen krankem und gesundem Gewebe durch direkten taktilen Handkontakt und das Fühlen pulsierender Gefäße ist bei dieser Operationstechnik durch die Verwendung starrer Instrumente nicht möglich [TEN02].

Deshalb erfordert diese neue Operationstechnik einen erhöhten Ausbildungs- und Trainingsbedarf. Ein Auszug aus dem aktuellen Bericht der Klinik [SCH00B] zeigt diesen erhöhten Bedarf:

„Die Einführung und Weiterbildung in der minimal-invasiven Chirurgie stellt auch im klinischen Alltag eine besondere Herausforderung dar. Obwohl es sich nicht um prinzipielle Änderungen des Operationsziels, sondern meist nur um Änderungen des operativen Zugangs handelt, ist die Methode mit einer in den Grundlagen geänderten Operationstechnik und -taktik verbunden. Sie weist eine Reihe von speziellen, bisher unbekanntenen Anforderungen auf, wie das Arbeiten mit Videokamera und Monitor, den Verzicht auf den Tastsinn und dreidimensionales Sehen, das neuartige Instrumentarium, die eingeschränkten räumlichen Verhältnisse und reziproken Bewegungsabläufe, neuartige Präparation- und Hilfstechniken

und ein modifiziertes Krisenmanagement. Eine solche Fülle komplexer Änderungen kann selbstverständlich nicht ohne intensives Übungsprogramm erlernt werden.“

Eine Lösung sind spezielle Operationssimulatoren, die diese neuen minimal-invasiven Techniken trainieren können.

Dass Simulatoren in der Ausbildung von überaus großem Nutzen sein können, zeigt uns die Flugzeugindustrie. Piloten werden an Simulatoren trainiert, um Risiken, die Menschenleben kosten können, zu reduzieren. Auch im medizinischen Gebiet geht es um das Wohl des Menschen.[SZÉ97] [SAT93]

Der Chirurg Prof. Sir Alfred Cuschieri von der University of Dundee, England, ist einer der Vorreiter der minimal-invasiven Chirurgie und Mitglied der Society for Minimally Invasive Therapy (SMIT). Er sagt über ein Training in MAS (minimal access surgery): „**Operating on fellow human beings is never a right but always a privilege, and granting of privileges in accordance with confirmed specialist training and competence should become the norm.**“ [FRA01].

Seit 1990 werden Chirurgen in minimal-invasiven Operationstechniken ausgebildet [SCH97C]. Die ersten minimal-invasiven Trainingssysteme stellten mechanische Modelle dar, die meist vereinfachte Organnachbildungen aus Kunststoff waren [SZÉ97]. Später wurden Phantome mit teilweise perfundierten Tierorganen zu Trainingszwecken herangezogen. Der hohe Aufwand, der mit der Beschaffung und Präparation dieser Modelle einher ging, war ein großer Nachteil.

In den letzten Jahren wurden deshalb computergestützte virtuelle Simulationstechniken in einige Gebiete der Medizin, wie der Laparoskopie, der Kardiologie, der Anästhesiologie und der Arthroskopie eingeführt.

Diese Simulationssysteme zielen ab auf das Erlernen der Fähigkeit der räumlichen Wahrnehmung und des Agierens innerhalb einer dreidimensionalen synthetischen Umgebung, die in Echtzeit präsentiert wird [AVI00].

Sie basieren auf einem dreidimensionalen geometrischen Organmodell, welches in einem Computer gespeichert ist. Das virtuelle Bild korreliert mit der Führung des Endoskops. Die Information über die Position des Instruments wird von Lagesensoren erfasst und der Computereinheit zur Weiterverarbeitung übermittelt. Der Auszubildende kann an diesen computerbasierenden Simulatoren so oft er möchte Techniken ausprobieren und trainieren. Er braucht auf keinen Patienten zu warten.

Diese virtuellen Simulatoren verlangen keine Tierpräparationen, sondern sind jederzeit einsetzbar. Der Anwender kann Fehler machen und deren Auswirkungen beobachten. Er kann lernen, auf Stresssituationen zu reagieren. Dem Trainierenden wird sein eigener Fortschritt gezeigt und seine Fertigkeiten werden objektiv überprüft. Alle Situationen und Szenarien sind beliebig wiederholbar.

Die ständige Weiterentwicklung dieser virtuellen Simulatoren erlaubt es, immer komplexere und realitätsnähere Operationstechniken darzustellen und zu schulen, was eine völlig neue Möglichkeit der Ausbildung von Chirurgen eröffnet. Ein Patient kann somit von einem mit dem Simulator bereits geschulten und gut ausgebildeten Arzt operiert werden. Der Operateur selbst kann sich durch das Training ein grundlegendes Verständnis für die Operationsdurchführung und die angewandten Techniken aneignen, was sich positiv auf die klinisch durchgeführten Operationen auswirkt. In der klassischen Ausbildung benötigt ein Chirurg im Durchschnitt im letzten Abschnitt seiner Ausbildung 50 Operationen unter Supervision, um danach eigenständig eine Operation durchführen zu können [REI02]. Dies ist durch ein gezieltes Training an einem Simulator schneller zu erreichen.

1.1 EU-Projekt MISSIMU

Dem steigenden Bedarf an Ausbildungsgeräten und Training in der minimal-invasiven Chirurgie widmete sich ein EU-gefördertes Verbundprojekt mit dem Namen MISSIMU (Minimal Invasive Surgery SIMUlator) .

In diesem europäischen Espritprojekt MISSIMU ist in dreijähriger Arbeit ein virtueller Operationssimulator für eine abdominal-chirurgische und eine urologische Anwendung entwickelt worden. Folgende Industrieunternehmen und universitäre Einrichtungen waren beteiligt:

- Karl Storz GmbH & Co.KG (Storz), Tuttlingen, Deutschland. Ihre Aufgabe war die Projektleitung und Koordination sowie die Entwicklung der Mechatronikeinheit (Hardware).
- Thomson Training and Simulation (TT&S), (jetzt Thales), Cergy, Frankreich. Ihre Aufgabe war die Erstellung der Simulationssoftware.
- University of Bristol (UoB), England. Sie erstellte das Interface von Mechatronik zur Simulation;
- University of Dundee (Dundee), England. Ihre Aufgabe war die Datenbasis für die laparoskopische Anwendung, der Cholezystektomie, zu erstellen und eine spätere Evaluierung des entstandenen Prototyps durchzuführen;
- Assistance Publique & Hospitaux de Paris (AP-HP), Paris, Frankreich. Die erstellten Laparoskopie-Trainings-Simulatoren sollten von Chirurgen vor Ort bewertet und evaluiert werden;
- Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Großhadern, Laser-Forschungslabor (LFL), München, Deutschland. Hier wurden das Simulationskonzept und die Datenbasis für die urologische Anwendung der Zystoskopie und zystoskopischer Eingriffe erstellt. Darüber hinaus ist der entwickelte Urologie-Simulator von klinischer Seite evaluiert worden. Die Arbeitspakete des LFLs stellen die Basis der vorliegenden Arbeit dar.

Ziel des Missimu-Projekts war die Entwicklung zweier Prototypen, mit denen die Cholezystektomie und die Zystoskopie in Kombination mit der Resektion virtuell durchführbar sein sollten. Diese beiden MIC-Simulatoren basieren auf einem

Computersimulationsprogramm, welches reale Bilder vom Bauchsitus bzw. der Harnblase als Simulationshintergrund verwendet. Kombiniert mit einem mechatronischen Mensch-Maschine Interface mit Rückkopplung des Tastsinns und der auftretenden Kräfte stellen die Simulatoren somit realitätsnahe Operationen in Quasi-Echtzeit dar.

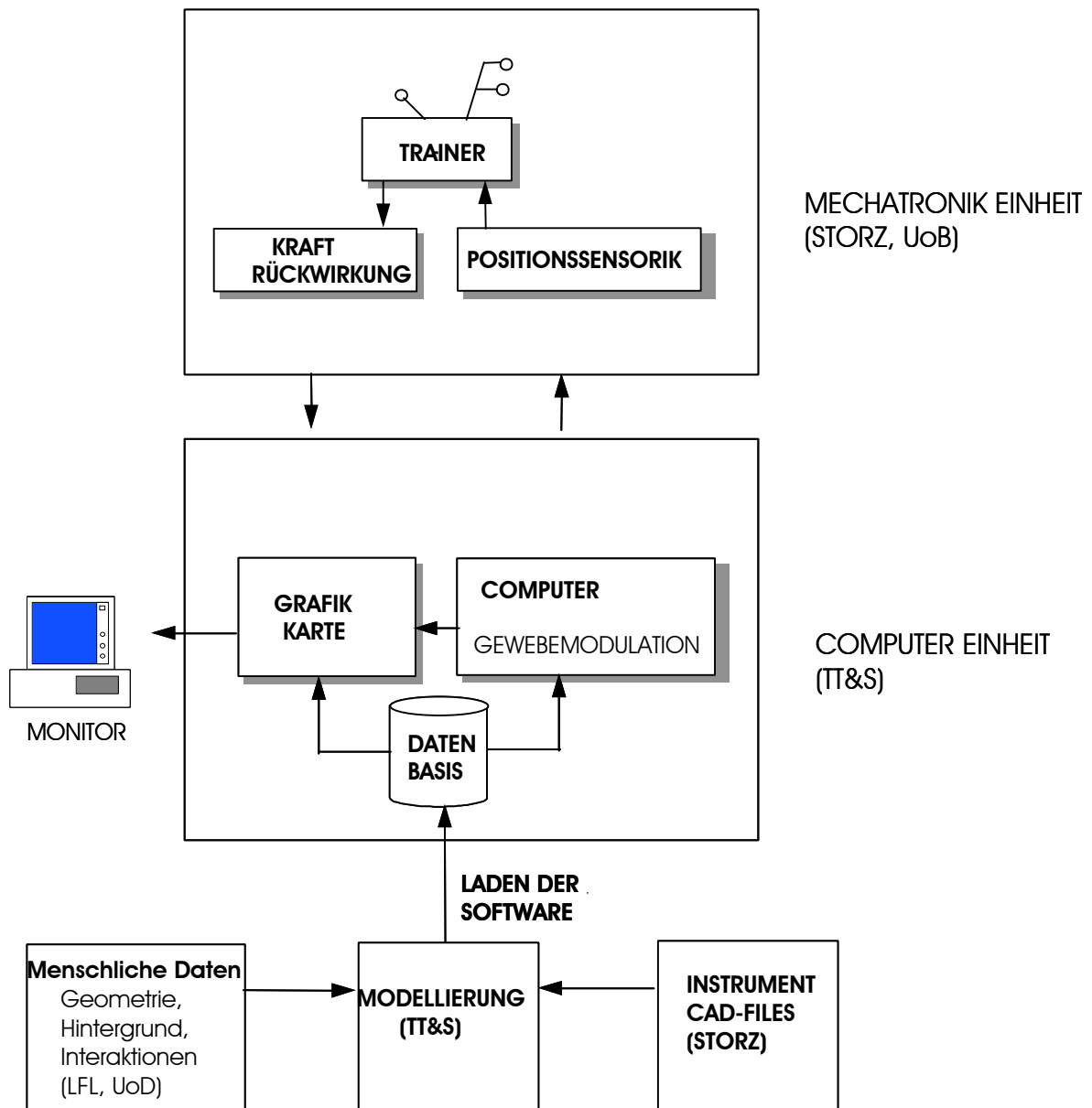


Abb. 1 Gesamtschema der MIC-Simulatoren

1.2 Problemstellung

Endoskopgestützte Diagnose- und Therapietechniken für den unteren Harntrakt existieren im Gegensatz zu den laparoskopischen Operationen schon sehr lange und weitreichende Erfahrungen sind vorhanden. Trotzdem gibt es in der Urologie keine Ausbildungshilfen, mit denen die endoskopgestützten Techniken ohne die direkte Einbeziehung von Patienten geschult werden können. Gerade aber bei den endoskopischen Operations- und Diagnosetechniken, bei denen die Operateure keinen direkten taktilen und visuellen Kontakt zum Untersuchungs- bzw. Operationsgebiet haben, besteht im Vergleich zu konventionellen chirurgischen Maßnahmen ein erhöhter Trainingsbedarf. Aufgrund der reichlichen Erfahrung sowohl in der Zystoskopie als auch bei den damit gekoppelten therapeutischen Maßnahmen und mit den auftretenden Komplikationen ist dieses Anwendungsgebiet eine gut strukturierte Basis für die Konzeption und die Entwicklung eines Simulators, der die entsprechenden operativen Eingriffe mit modifizierten Operationsinstrumenten computerunterstützt an einem virtuellen Modell des Operationsfeldes darstellt.

Die vorliegende Arbeit analysiert die endoskopgestützte Inspektion mit ihren Therapietechniken in der Harnblase. Die Analyse schlüsselt den Ablauf einer Zystoskopie, die dabei möglichen Komplikationen und die therapeutischen Maßnahmen in einzelne Schritte auf. Pathologische Veränderungen, zystoskopische Abläufe und Eingriffe werden von dokumentierten realen Operationen so aufbereitet, dass sie in virtuelle Abläufe umgesetzt werden können, mit entsprechend umgesetzten Größen, Geometrien, Operationsfeldern und Operationshintergrundbildern. Die Arbeit beschreibt die Erfassung und Aufbereitung dieser Daten.

Die Vorgehensweise bei der Bilddaten-Generierung für die virtuelle Welt könnte auf andere endoskopische Operationssimulatoren übertragen werden.

Weiterhin ist eine Evaluierungsstrategie entwickelt worden, mit der der Uro-Simulator in verschiedenen Entwicklungsphasen unter Einbeziehung von Fachärzten und Physikern validiert worden ist. Es wurde ein iterativer Prozess initiiert, der eine stufenweise Optimierung des Simulators unter direkten Kontrollen ermöglichte. Als Ergebnis dieses interaktiven Entwicklungs- und Validierungs- Prozesses entstand der Prototyp einer endo-urologischen Simulation, dessen Eigenschaften und Funktionalität vorgestellt werden. Darüber hinaus formte sich aus den Ergebnissen der finalen klinischen Evaluierung ein

Konzept für die Weiterentwicklung und Optimierung der Simulation und einer Produktumsetzung.

1.3 Begriffsdefinitionen

Der gesamte Bereich der Urologie umfasst die Nieren, den Harntakt und die männlichen Geschlechtsorgane. Mit der **Endo-Urologie** wird der Bereich in der Urologie angesprochen, der endoskopisch untersucht wird. Es ist die Untersuchung der Urethra, der Prostata, der Harnblase, der Ureteren und des Nierenbeckenkelchsystems. Der Prototyp beschränkt sich auf die Simulation einer endoskopisch durchgeführten Inspektion und Therapiemöglichkeiten, wie die Resektion und Koagulation innerhalb der Harnblase. Der entstandene Prototyp wird im folgenden mit Urotrainer bzw. Uro-Simulator bezeichnet.

Er besteht, wie später detaillierter beschrieben, aus einer **Mechatronik**- und einer Computereinheit. Mechatronik ist eine recht allgemeine und zumindest in Deutschland verbreitete Begriffsbestimmung:

„Mechatronik ist eine Ingenieurwissenschaft, die die Funktionalität eines technischen Systems durch eine enge Verknüpfung mechanischer, elektronischer und datenverarbeitender Komponenten erzielt [BOS99].“

Hier wird mit Mechatronikeinheit der Teil des Simulators bezeichnet, der die Führung des Resektoskopdummys, die Positionssensoren, die Krafrückwirkungsmotoren, die Ansteuerung der einzelnen Instrumente und Funktionen und die digitale Signalverarbeitung beinhaltet.

Die Komponenten der Mechatronikeinheit haben unter anderem die Aufgabe, ein **Force-Feedback** oder eine **Krafrückwirkung**, also ein System, welches den Tastsinn simuliert, zu bewirken. Es gibt noch kein allgemeines Werkzeug, welches den Tastsinn vollständig simulieren kann. Die vielfältigen übermittelten Erfahrungen beschreibt ein Absatz von Weg und Jerry Smith Corde: „Der Tastsinn ist eines der leistungsfähigsten Lernwerkzeuge, die Menschen haben. Wann immer jemand etwas Neues entdeckt, möchte er es instinktiv halten, es anstoßen, berühren und fühlen. Da durch die haptischen Sinne soviel übermittelt werden kann, würde ihre Integration in die virtuelle Welt ein großer Fortschritt bedeuten. Es existiert aber kein allgemeines Werkzeug, welches leicht in die virtuelle Umgebung integriert werden kann.“ [SMI02]

Im Fall des Uro-Simulators wird die Krafterückwirkung durch Actuatoren zurückgekoppelt. Der zweite Teil des entstandenen Prototyps ist die Computereinheit. Sie beinhaltet den PC, den Monitor und die Simulationssoftware.

Die **Simulationssoftware** generiert ein endoskopisches virtuelles Bild auf dem Monitor in **Quasi-Echtzeit**. Dies bedeutet, dass die Verzögerung, mit der das virtuelle Bild aufgrund der Positionsangabe des Instruments berechnet und auf dem Monitor gezeigt wird, so gering ist, dass sie vom Anwender nicht wahrgenommen werden kann. Die virtuelle Operation läuft in Quasi-Echtzeit ab. Die Methoden der **virtuellen Realität (VR)** bilden die Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine. VR ist ein Forschungsgebiet der Informatik. Der Mensch soll eingebunden werden in eine Umgebung, die wesentliche Charaktermerkmale der realen Welt hat. In der Medizin kann man von der VR insofern profitieren werden, als dass eine perfekte Einbindung in die virtuelle Umgebung dem Arzt möglich ist, die Fülle der Informationen besser aufzunehmen, Fehler zu vermeiden und neue Behandlungsmethoden zunächst am Rechnermodell zu erproben und zu erschließen. Im weiteren Sinne gehört zur VR, dass ein synthetisches Modell des Menschen für die Rechnerwelt erzeugt wird. Hierunter ist zu verstehen, dass Modelle des Aufbaus und der Funktion des menschlichen Körpers generiert werden, die dessen realem Aufbau und realen Funktionen entsprechen. Der virtuelle Mensch findet seinen Einsatz bei Untersuchungs- und Behandlungsmethoden und dient wissenschaftlichen Zwecken. Der Einsatz von VR-Methoden in der Medizin erlaubt eine optimale Anbindung des Anwenders (Arzt, medizinisch-technisches Personal, Patient) an hochkomplexe Technologien [ENG97].

2 Stand der Technik und Grundlagen zur endo-urologischen Simulation

2.1 Klassische Ausbildung

Die Ausbildung in der Endo-Urologie in Vergangenheit und Gegenwart kann in drei Phasen unterteilt werden [REI02]: Zuerst lernt der Auszubildende die unterschiedlichen urologischen Anatomien kennen, sowie Verfahren, die für die Diagnose und die Therapie erforderlich sind. Aus Fachliteratur und Videomaterial formt sich sein Verständnis aktueller Verfahren, die an Patienten durchgeführt werden.

In der zweiten Phase ist der Auszubildende bei Operationen gegenwärtig. Er beobachtet Techniken, die notwendig sind, um eine endo-urologische Operation durchzuführen. Die Videounterstützung der Endoskopien und der Echtzeitdarstellung der endoskopischen Bilder auf einem Monitor, die in der Endo-Urologie in den letzten 10 Jahren Einzug gehalten hat, ermöglicht es dem Auszubildenden, alle intrakorporalen Situationen mitzuverfolgen [IRI02].

Im dritten kritischen Schritt praktiziert der Auszubildende unter der Beaufsichtigung eines Spezialisten die Operationstechnik an einem Patienten [SZÉ97].

Zusätzlich werden in diesem Ausbildungsabschnitt mechanische Trainingsmodelle mit in vitro Organen sowie Tieroperationen mit einbezogen. Die Ausbildung am mechanischen Trainingsmodell hat zum Ziel, den Auszubildenden mit dem endoskopischen Instrumentarium und der videogestützten Bildgebung aktiv vertraut zu machen [HOC01]. An Hand von in vitro Gewebe und Organen im Trainingsmodell können spezielle endoskopische Manöver, z.B. das Präparieren und Schneiden, geschult werden. Über Eingriffe am lebenden Tier werden vollständig endoskopische Operationen durchgeführt und erlernt. Bei Tieren mit menschenähnlicher Anatomie wie z.B. Primaten, ist eine sehr realitätsnahe Operationsumgebung gewährleistet. Der große Nachteil aber bei Eingriffen am lebenden Tier besteht zum einen darin, dass die Bereitstellung von Tieren für operative Eingriffe einen hohen zeitlichen und finanziellen Aufwand erfordert, zum anderen werden zunehmend ethische Bedenken angeführt, denn für eine einzige Trainingseinheit wird jeweils ein Tier

„verbraucht“. Beide Vorgehensweisen haben den Vorteil, dem Auszubildenden die Gelegenheit zu geben, erste Erfahrungen in der Handhabung der Instrumente und speziell in der Hand-Auge Koordination zu vermitteln und damit Fertigkeiten für einen endo-urologischen Eingriff zu schulen.

2.2 Minimal-Invasive Operationen

Die endoskopische Diagnose und Therapie durch einen natürlichen Zugang in den Körper existieren schon seit über 100 Jahren. Spezielle Instrumente für den Einblick in die Körperhöhlen wurden bereits 1806 vom Mediziner Bozzini entwickelt. Probleme waren die Größe und Starrheit der Geräte und die unzureichende Lichteinkopplung für die Inspektion. Die Öffnungen der Geräte boten nur ein geringes Sichtfeld von etwa 2-3 cm². Dadurch waren keine Möglichkeiten therapeutischer Maßnahmen gegeben [KOZ00].

Die minimal-invasive Chirurgie (MIC), auch „Knopflochchirurgie“ genannt, hat seit etwa 1990 Eingang in die operative Medizin gefunden. Dabei werden je nach der Art des Eingriffes zwischen drei und fünf etwa 1 cm dünne Einführhilfen (Trokare) in die Bauchhöhle oder Brusthöhle eingebracht. Sie enthalten luftdichte Arbeitskanäle, über die Instrumente und ein Endoskop mit aufgesetzter Kamera intrakorporal platziert werden [MIC02] [REU99A]. Die visuelle Operationskontrolle erfolgt über den Bildschirm. Von Ausnahmen abgesehen ist die minimal-invasive Methode in erster Linie gutartigen Erkrankungen vorbehalten. Besonders bei der Erkrankung der Gallenblase, der Nebenniere und bei Operationen am Mageneingang hat sich diese Methode durchgesetzt [MIC02]. Auch bei manchen Dickdarmerkrankungen und an der Speiseröhre kommt das minimal-invasive Verfahren vermehrt zur Anwendung. In der Orthopädie ist die Arthroskopie am Kniegelenk der häufigste minimal-invasive Eingriff. Einfache Bypass-Operationen an den Koronargefäßen und einfache angeborene Herzfehler bei Kindern lassen sich vereinzelt auch im Wege der minimal-invasiven Chirurgie unter Schaffung eines kleinen seitlichen Zugangs zwischen den Rippen, d.h. ohne komplette vorderseitige Eröffnung des Brustkorbs [DHB01].

Generell wird jedes Verfahren, das endoskopisch über künstliche oder natürliche Eingänge durchgeführt wird, zur minimal-invasiven Chirurgie gezählt.

Inspektionsverfahren durch einen natürlichen Zugang in den Körper sind die antegraden Spiegelungen wie die Ösophagoskopie, die Gastroskopie und die Duodenoskopie. Weiter zählen hierzu die Bronchoskopie, die retrograden Endoskopien wie die Koloskopie und die Rektoskopie. In der Gynäkologie wird die Hysteroskopie und in der Urologie die Zystoskopie, die Urethroskopie, die Ureterorenoskopie und die Spiegelungen in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde verwendet (Panendoskopie, Larynxendoskopie) [MWW02].

Die technologische Entwicklung fernlenkbarer mechanischer Instrumente führte zu zusätzlichen Freiheitsgraden bei endoskopischen Eingriffen. Sie ermöglichte, das Endoskop mit Arbeitsinstrumenten zu kombinieren, sodass es heute nicht mehr ausschließlich in der reinen Diagnostik, sondern immer häufiger in der Therapie eingesetzt werden kann. Einige wichtige therapeutischen Maßnahmen, die endoskopgestützt erfolgen sind die Bougierung, die Stenteinlage, die Steinentfernung (Lithotripsie), Blutstillung, das Abtragen von Polypen und Tumoren, das Entfernen von krankhaftem Gewebe und Organen und die Kleinraumbestrahlung [MWW02].

2.2.1 Ausbildung in der minimal-invasiven Operation

Der Berufsverband der Deutschen Chirurgen hat für die Weiterbildung in den laparoskopischen Operationstechniken Richtlinien empfohlen. Sie umfasst theoretische Unterweisungen, Manipulationen am Phantom, Präparierübungen an isolierten Tierorganen, 20 Assistenzen bei Operationen und 10 selbstständige Operationen unter Assistenz eines erfahrenen MIC-Chirurgen. Nach diesem Ausbildungsgang sind selbstständige Operationen nur an der Gallenblase erlaubt. Andere Eingriffe, wie z.B. laparoskopische Eingriffe am Magen erfordern ein erweitertes Training [SCH00B].

2.2.2 Ziele der minimal-invasiven Chirurgie

Ziel dieser besonders patientenorientierten Chirurgie ist insbesondere eine Erleichterung des postoperativen Verlaufs durch [SCH00C]:

- Geringere postoperative Schmerzen
- Bessere postoperative Respiration
- Kürzere Magen-/Darmtonie

- Schnellere Mobilisation
- Weniger postoperative pulmonale Komplikationen
- Geringerer Transfusionsbedarf
- Weniger Wundkomplikationen (Infekt, Hernie)
- Kürzerer postoperativer stationärer Aufenthalt, somit schnellere Rekonvaleszenz und Arbeitsfähigkeit
- Besseres kosmetisches Ergebnis
- Weniger Verwachsungen

Zur Zeit wird die Indikation zur minimal-invasiven laparoskopischen Technik noch streng gestellt, da eindeutige Langzeitergebnisse von Studien, die die MIC mit den Verläufen von offen operierten Fällen vergleichen, noch nicht möglich waren. Es kommen insgesamt nur bestimmte Erkrankungsformen, wie oben aufgeführt, in Betracht. Eine Pressemitteilung der Bundesärztekammer vom 10. Januar 2002 rät zur Vorsicht [BUN02]: „Die minimal-invasive Chirurgie ist aus den Operationssälen nicht mehr wegzudenken. Doch das Allheilmittel ist sie nicht. Nach wie vor gebe es noch nicht gelöste technische Probleme, wie zum Beispiel das Auffinden eines Geschwürs, das tief im Lungengewebe steckt. Es muss gerade bei Krebserkrankungen vermieden werden, dass die in den letzten Jahrzehnten entwickelten Qualitätskriterien der Tumorchirurgie nicht mehr dieselbe Beachtung finden.“

Alternative Methoden zu minimal-invasiven Eingriffen sind nicht-invasive bzw. berührungslos arbeitende Verfahren wie z.B. die extrakorporale Stoßwellenertrümmerung (ESWL – Extrakorporale Stosswellen-Lithotripsie). Die exakte Therapie ermöglicht ein Stosswellenkopf mit einer speziellen Linse und einem Brennpunkt, der unter Ultraschallkontrolle oder Röntgenkontrolle millimetergenau in der Tiefe einstellbar ist und bei Verkalkungen in Gelenken eine erste Therapiemaßnahme anstatt einer Arthroskopie darstellen kann. Eine weitere alternative Maßnahme ist die radioaktive Gelenktherapie (Radiosynoviorthese). Hier werden radioaktive Elemente in das Gelenk eingebracht um dort die wuchernde Gelenkhaut zu zerstören. Verschleißbeschwerden an Schulter-, Finger-, Hand- und Kniegelenk verbessern sich nach Radiosynoviorthese [KEL00].

2.3 Aufbau eines Endoskopie- Simulators

Ein endoskopischer Operationssimulator kann in zwei Hauptkomponenten unterteilt werden [MIS99A]. Der erste Teil ist ein mechatronisches Mensch-Maschine-Interface. Der Anwender operiert mit zumeist realen Instrumenten, die in einer Konfiguration aus mechanischen und elektronischen Komponenten bewegt werden können. Diese Konfiguration ist die Schnittstelle zum zweiten Teil, der virtuellen Realität (VR). Dieser Teil besteht aus einer Simulationssoftware und berechnet das virtuelle endoskopische Bild. Sie läuft auf einem PC und wird auf einem Monitor bildgebend dargestellt.

2.3.1 Mensch–Maschine-Interface

Das Mensch-Maschine-Interface besteht aus einem Endoskop-Instrumentendummy, einer Ansteuerungseinheit und einem digitalen Signalprozessor (DSP). Das DSP-Board hat die Aufgabe, die Signale der Positionsangabe des Endoskopdummys umzuwandeln. Es nimmt die interaktiven Instrumenten- und Endoskopmanipulationen des Anwenders auf, übersetzt sie in elektrische Signale und gibt diese Informationen an das VR-System weiter. Gleichzeitig werden taktile Rückmeldungen über das Mensch-Maschinen-Interface dem Anwender rückgekoppelt.

Die Anforderungen an das Mensch–Maschine Interface sind:

- Hohe Hardwareleistung zur realitätsnahen Visualisierung
- Mechanische Rückkopplung
- Genaue und schnelle Positioniersysteme
- Einhaltung physikalischer Gegebenheiten
- Hohe Auflösung der Organmodelle
- Bildfrequenz, keine signifikante Verzögerung zwischen Aktion und Reaktion im Bild

2.3.2 Simulationssoftware

Der zweite Teilbereich, der die Simulationssoftware enthält, bestehend aus einem PC und einem Monitor bestimmt die Qualität der visuellen Simulation. Hier ist die gesamte Datenbasis für die entsprechende Simulation hinterlegt. Die endoskopische Sicht des Chirurgen auf das Operationsfeld wird auf dem Monitor übertragen.

Die Anforderungen an die Simulationssoftware sind:

- Simulation von Schneidvorgängen mit realistischer Wechselwirkung, z.B. Blutungen
- Sichere und schnelle Kollisionserkennung
- Instrumentenverfolgung und –visualisierung in Quasi-Echtzeit
- Organmodellierung
- Weichteilsimulation

2.4 Endoskopische Simulations-Systeme

Der Einsatz von Computern für Operationssimulationen ist erst durch deren hohe Leistungsfähigkeit möglich geworden [STE93]. Hinzu kommen die rasanten Entwicklungen der Darstellungsmöglichkeit der Virtuellen Realität. Dennoch sind die heutigen Systeme noch nicht in der Lage, die ganze Komplexität einer Operation nachzubilden [KEE96]. Vereinfachte Organmodelle führen zu Einbußen bezüglich der Realitätsnähe der virtuellen endoskopischen Bilder. Auch werden die Simulationen elastischer Oberflächen und die Berechnungen von Verformungen durch Krafteinwirkungen auf ein Minimum reduziert, so dass die virtuelle Operation in Quasi-Echtzeit ablaufen kann. Durch diese Vereinfachungen kann der Simulator als eine Annäherung an das tatsächliche Verhalten gesehen werden. Trotz dieser Einschränkungen, die zu einem Realitätsverlust während der simulierten Operation führen, hat der Simulator entscheidende Vorteile:

- Der operative Eingriff kann immer wieder durchgeführt werden.
- Der Computer kann Ergebnisse beurteilen und Hilfestellungen in Form von Vorgaben geben.
- Neue Trainingseinheiten können entstehen.
- Neue Operationstechniken können ohne Risiko erprobt und geschult werden.

Im folgenden werden einige Prototypen endoskopischer Simulations-Systeme beschrieben, die sich in der industriellen Optimierungsphase befinden. Eine Tabelle listet die Auswahl der Systeme auf und soll einen Überblick verschaffen, für welche Bereiche endoskopische Simulations-Systeme zum Einsatz kommen. Die entwickelten Systemeigenschaften der jeweiligen Simulatoren sind mit einem Kreuz gekennzeichnet.

Bei den vorgestellten Systemen wird der Operationshintergrund zum einen aus generierten Datensätzen aus MR- oder CT-Schichtbildern und zum anderen aus realen Operationsdaten berechnet. Die haptische Rückkopplung ist neben der Krafrückkopplung und der Kollisionserkennung eine wichtige Komponente für die realitätsnahe Simulation, da entgegen früherer Überlegungen die visuelle Sicht einer Berührung nicht ausreicht. Sie muss gespürt werden [BAR95]. Teilweise besitzen die Simulatoren innerhalb des virtuellen Patienten gummiartige mechanische Phantome, welche annähernd die elastischen Gewebeeigenschaften des Organs besitzen. Wenn das eingeführte Instrument dieses Phantom berührt, sieht der Anwender auf dem Monitorbild den Kontakt seines Instruments an dem virtuellen Organ. Zum Beispiel sind beim „Palpation“- Simulator verschiedene Gummibälle unter ein Leberphantom gelegt. Beim Abtasten erkennt der Anwender die harte Stelle und diagnostiziert einen Tumor . Andere Simulatoren haben wie im MISSIMU-Projekt Force-Feedback Systeme, die bei bestimmten Positionen des Instruments Motoren in Bewegung setzen und damit eine reale spürbare Kraft am Instrument ausüben. Die Instrumentenposition wird über Magnetfeldsensoren oder über direkt gekoppelte Winkelencoder – Einheiten lokalisiert.

2. Stand der Technik und Grundlagen zur endo-urologischen Simulation

Projekt	Simulierte Operation	Darstellungsart	Kollisions-erkennung	Hapt. Rückkopp- lung	Kraft- rück- kopp- lung	Echt- zeit Darstellung	Möglich- keit einer Manipu- lation.
ATS (Arthroskopie Training Simulator)[MÜL96]	Arthroskopie		x			x	
Epidaure[AYA00]	Laparoskopie		x		x	x	
ESA(Expert Surgical Assistant)[BIL96]	Navigation für die Nasen- nebenhöhle		x			x	
Immersion medical Endoscopy - und Endovascular- Simulator[BRO99]	Laparoskopie	3D Grafik Integration von realen Daten		x	x	x	
KISMET (Kinematic Simulation, Monitoring and off-Line Programming environment for telerobotics)[KIS02]	Allgem. Laparoskopie	Stereoskopis ches Bild	x	x	x	x	x
LASSO(Laparoscopic Surgery Simulator)[SZÉ97]	Gynäkolog. Laparoskopie		x		x		
MISSIMU[MIS01; STO01]	Cholecystekto mie, Zystoskopie	Integration von realen Daten		x	x	x	x
Liver Palpation [DIN97]	Abtasten der Leber		x		x	x	
Simbionix [BAR00]: LAP Mentor URO Mentor GI Mentor	Laparoskopie Ureteroskopie Zystoskopie Kolonoskopie	3D Grafik Integration von realen Daten	x	x	x	x	x
Susilap[RAD02]	Laparoskopis che Sterilisation der Frau			x		x	
VAKSS (Virtual Arthroscopic Knee Surg. Sim.) [TRO96]	Arthroskopie		x			x	

VEKATS(Virtual Environments Knee Arthroscopy Training System) [VEK00]	Arthroskopie				x	x	
VSL[VSL01A; VSL01B; VSL01C; VSL01D]	Laparoskopie	CAD Modelle	x			x	
Der virtuelle Patient[XIT02]	Laparoskopie Speziell Cholecystektomie	Virtuelle Organe Reale Instrumente			x	x	

Tab. 1. Endoskopische Operationssimulatoren mit ihren Systemeigenschaften

ATS

Der Arthroskopie-Trainings-Simulator, entwickelt vom Fraunhofer Institut in Darmstadt, dient als Trainingssystem für Knieuntersuchungen. Grundlage ist ein MRI - Datensatz aus sagittalen Schichtbildern. Der Anwender führt den virtuellen Eingriff an einem künstlichen Kniegelenk durch. Ein magnetisches Feld dient Sensoren für die Positionserfassung des Arthroskops. Eine permanente Kollisionserkennung findet statt und wird durch ein Signalton gekennzeichnet. Somit kann der Anwender seinen Trainingsfortschritt mitverfolgen.

KISMET

KISMET (Kinematic Simulation, Monitoring and Off-Line Programming Environment for Telerobotics) ist ein Projekt des Forschungs-Zentrums Karlsruhe (FZK), Deutschland. Innerhalb eines computergesteuerten Operationssaales für die minimal-invasive Chirurgie mit dem Projektnamen ARTEMIS ist KISMET ein „Endoscopic Surgery Trainer“, der die Koordination der Instrumente, die Hand-Auge-Koordination und operative Eingriffe schult. Das System bildet ein virtuelles Operationsgebiet nach, welches das Navigieren und die Manipulation von virtuellen Objekten in Quasi-Echtzeit erlaubt. Dabei sind an den Objekten Aktionen wie Deformieren, Zupfen, Einschneiden und Abtrennen möglich. Eine Phantom-

Box dient als Patiententorso. An dieser Box kann der Anwender verschiedene laparoskopische Instrumente und Kameras anschließen und bedienen.

Neben der Simulation dynamischer Abläufe ist ein haptisches Userinterface entwickelt worden.

Am Simulator können verschiedene Eingabegeräte angeschlossen werden, die eine Krafrückführung zur Hand des Anwenders ermöglichen. Um einen besseren räumlichen Eindruck zu erhalten, kann unter Verwendung einer Shuttertechnik ein virtuelles stereoskopisches Bild erzeugt und betrachtet werden.

Deformationen werden über eine vereinfachte laufzeitoptimierte Finite Elemente Methode realisiert.

LASSO Zürich

In Zusammenarbeit verschiedener Institute wird an der ETH Zürich, Schweiz, eine möglichst realistische Simulation der gynäkologischen Laparoskopie entwickelt. Als Grundlage dient der Datensatz der „Visible Woman“ [NLM01] aus dem die Organmodelle gewonnen werden. Eine Bilddatenbank mit Operationsbildern erzeugt künstlich realistische Texturen der verschiedenen Organe. Eine simulierte Angiomatose erzeugt realistisch wirkende Texturen. Elastische Gewebedeformationen werden durch ein Finite-Elemente-Verfahren realisiert. Das Mensch-Maschine-Interface ist mit einem Force-Feedback System ausgestattet.

Simbionix Israel

Die Simbionix Mentor Simulatoren sind für ein Training von fortgeschrittenen endoskopischen Methoden gedacht [BAR00]. Der computerbasierte Simulator lehrt den Anwender die Koordination und die Fähigkeiten, die in der minimal-invasiven Chirurgie benötigt werden. Die Simulatoren beinhalten eine haptische Kraft-Rückwirkung, eine Kollisionserkennung, Instrument-Körper Interaktionen und ein Positioniersystem. Die Simulatoren basieren auf einer realistischen 3D Simulation der Anatomie. Speziell der URO Mentor schult außer der Zystoskopie mit der Möglichkeit der Koagulation und der Biopsieentnahme auch den Umgang mit den verschiedenen Instrumenten für den oberen

Harntrakt. Körbchen und Zangen für die Steinentfernung können neben dem Stein auch verschiedene intrakorporale Litrotriptoren mit wählbaren Energiestufen ausgewählt und in der virtuellen Umgebung eingesetzt werden. Es ist keine Krafrückwirkung realisiert.

SUSILAP-G

In Zusammenarbeit mit der gynäkologischen Abteilung des Städtischen Klinikums wurde ein Operationssimulator von der Technischen Universität Braunschweig für die Sterilisation entwickelt. Reale laparoskopische Instrumente werden in einer Puppe bewegt. Die eigentliche Simulation wird auf einem Computer berechnet und zeigt die endoskopische Sicht.

Der „virtuelle Patient“ (XiTact)

Eine multidisziplinäre Forschergruppe der ETH Lausanne entwickelte einen Simulator, basierend auf MRT-Daten eines Patienten, aus denen ein virtuelles Modell der inneren Organe erstellt wurde. Das Simulatorsystem koppelt dieses virtuelle Modell an ein Robotersystem, welches dem Anwender dazu dient, seine Instrumente einzuspannen. Während der simulierten Operation generiert der in einem Patientendummy eingebaute Roboter Kräfte und Momente, die der Anwender als Widerstand der virtuellen Organe an seinem Instrument spürt. Gleichzeitig wird die endoskopische Sicht einer realen Operationsszene auf dem Computer simuliert und am Monitor angezeigt.

2.5 Defizite derzeitiger endoskopischer Simulatoren

Mit der Einführung immer leistungsfähigerer Rechner insbesondere im Bereich der Computergrafik rückt eine realistische Simulation, die unabhängig von der eigentlichen Operation durchführbar ist, ständig näher. Noch aber haben fast alle bereits existierenden Operationssimulatoren einen eher abstrakten Hintergrund, da die Berechnung der Simulation in vielen Fällen im Vergleich mit der Erfassungsgeschwindigkeit der menschlichen Sinne zu langsam ist [ENG97].

Da die Gewebeparameter der verschiedenen simulierten Organe größtenteils noch nicht bekannt sind, ist die haptische Rückwirkung noch realitätsfern.

Die Krafrückwirkungen sind vorwiegend nur in einem Freiheitsgrad, meist in Vorwärtsrichtung des Instruments, realisiert.

Mechatronikeinheiten, in denen sich die Instrumente in allen Freiheitsgraden bewegen, sind noch nicht ausreichend miniaturisiert. Dies hat zur Folge, dass die Baugröße dieser Einheiten noch sehr unhandlich und von großem Gewicht ist. Oft können die Instrumente darin nicht reibungsfrei bewegt werden, was sich wiederum auf eine unrealistische Krafrückwirkung und ruckhafte Haptik auswirkt.

3 Material und Generierung einer Bilddatenbank

3.1 Beschreibung und Instrumentarium des endoskopischen Eingriffs

Die Endoskopie ist ein diagnostisches Verfahren zur Untersuchung von Körperhöhlen und Hohlorganen durch die direkte Betrachtung mit Hilfe eines Endoskops [REU99A]. In der Weiterentwicklung kombinierte man das Endoskop mit verschiedenen Arbeitsinstrumenten und kann damit außer der Diagnostik auch verschiedene Therapiemaßnahmen durchführen. Endoskope können schlauchartige flexible oder starre Instrumente sein. Beide bestehen aus den Komponenten einer Beleuchtungseinrichtung mit Kaltlicht und einem sortierten optischen System. Beim dünnkalibrigen flexiblen Endoskop besteht das optische Bildübertragungssystem aus einem Bildleitbündel von Glasfasern, während beim starren Endoskop das optische System aus nacheinander angeordneten Stablinsen besteht [IRI00].

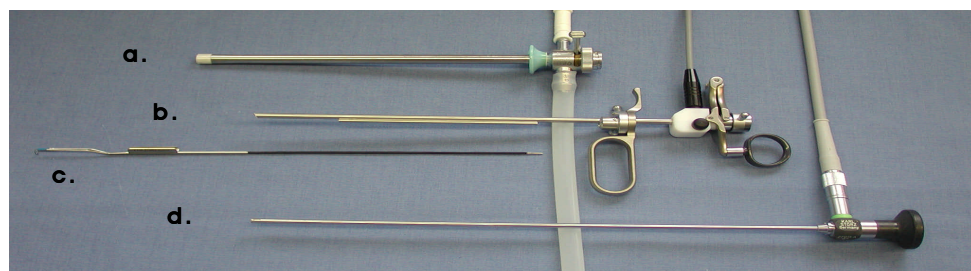


Abb. 2 Komponenten eines Resektoskops: a. Äusserer Schaft mit einem Ventil zur Regelung des Durchflusses der Spülflüssigkeit und der Zu- und Ablaufschlauch; b. Resektionsschlitten mit Hochfrequenzkabel; c. Resektionsschlinge; d. Optik mit Fluidlichtleiterkabel

Abb. 2 zeigt die einzelnen Komponenten eines Resektoskops. Die Optik mit dem Lichtleiterkabel und die Arbeitsinstrumente, wie z.B. die Resektionsschlinge, werden durch

3. Material und Generierung einer Bilddatenbank

die Arbeitskanäle des Resektionsschlittens geschoben. Die Resektionsschlinge, im folgenden auch Schneideelektrode oder elektrische Schlinge genannt, wird am distalen Ende in den Hochfrequenzstecker eingeführt, das Hochfrequenzkabel angeschlossen und der gesamte Resektionsschlitten in den äußeren Schaft geschoben. Über ein Ventil wird der Zu- und Ablauf geregelt.

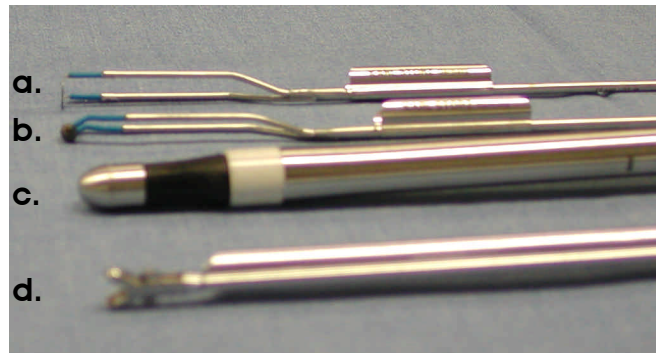


Abb. 3 Arbeitsinstrumente: a. Resektionsschlinge; b. kugelförmige Koagulationselektrode; c. Obturator; d. Biopsiezange

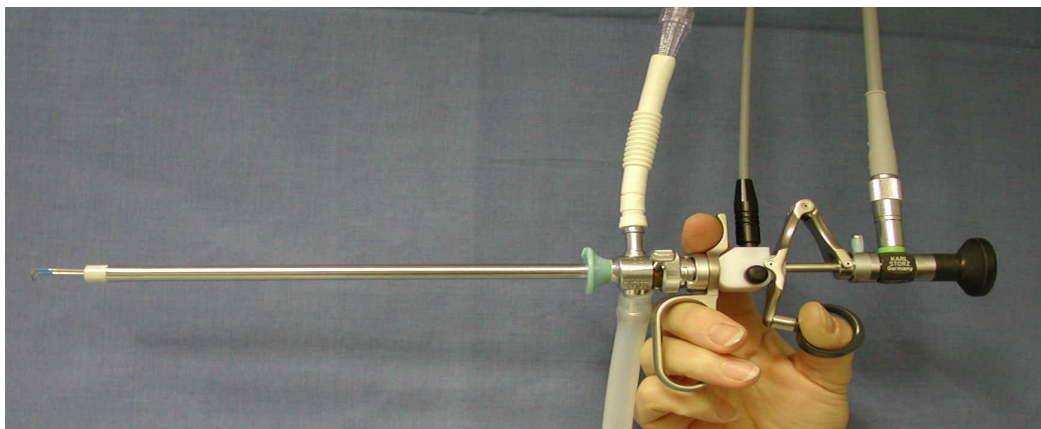


Abb. 4 Zusammengesetztes Resektoskop

Das Endoskop besitzt ein Einführungssystem (Schaft mit Obturator), das über Spül- und Absaugvorrichtungen sowie über einen Arbeitskanal zum Einführen von speziellen Arbeitsinstrumenten verfügt (siehe Abb. 3). Der Obturator ist eine Einführhilfe, die eine Verletzung der Urethra verhindert. Er wird, nachdem der Schaft durch die Harnröhre in die Harnblase eingeführt ist, wieder aus dem in der Urethra verbleibenden Schaft herausgezogen.

3. Material und Generierung einer Bilddatenbank

Der Außendurchmesser des endoskopischen Gesamtsystems liegt zwischen 5 – 12 mm. Die Zystoskope für Erwachsene haben einen Durchmesser von 15,5 – 24 Charrière. Die Definition der Charrière-Zahl lautet $Charr. = \frac{3}{p} \times U$ [MAT02]. Somit entspricht ein Charrière 1/3 mm.

In der Medizin werden die Durchmesser von Endoskopen und Kathedern in dieser Maßeinheit angegeben.

Das optische System des Endoskops leitet das vom Gewebe zurückgestreute Licht als Bild zurück zum Auge des Operateurs oder auf ein proximalseitig adaptiertes Videosystem, über das die Operation betrachtet und aufgezeichnet werden kann.

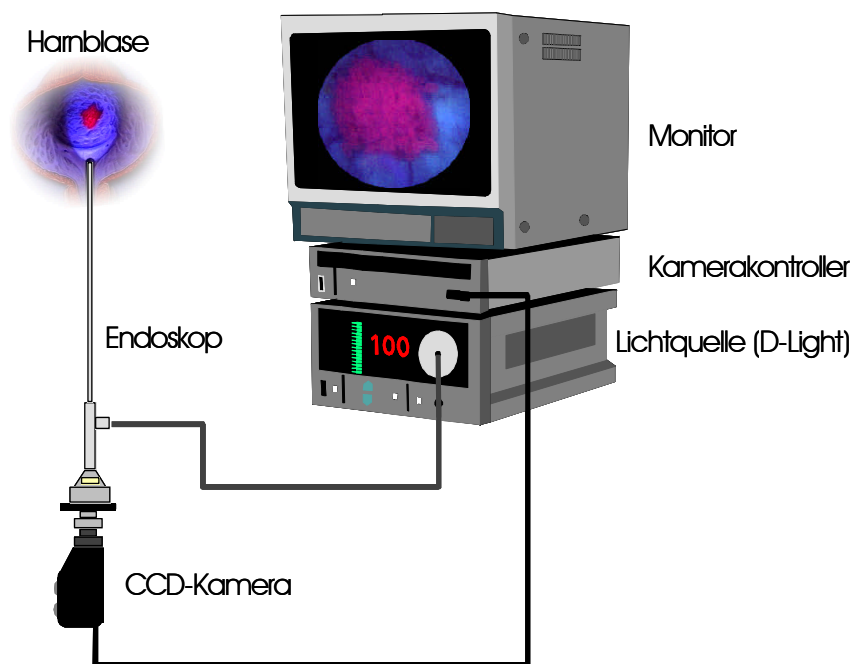


Abb. 5 Komponenten zur Videoendoskopie Mit freundlicher Genehmigung von Dr. H. Stepp, Laser-Forschungslabor, München

3.2 Anforderungsanalyse eines endoskopischen Eingriffs in der Harnblase

Im folgenden ist ein chronologischer Ablauf einer Harnblasenspiegelung und der möglichen Therapiemaßnahmen beschrieben. Die detaillierte Aufschlüsselung in diagnostische und therapeutische Einzelschritte ist in einer Tabelle im Anhang A zu sehen. Die Tabelle listet die einzelnen Schritte untereinander auf und beschreibt in einer gesonderten Spalte die Umsetzung für das virtuell zu generierende Bild. Dies bestimmt die Anforderungen an den endoskopischen Simulator.

3.2.1 Chronologischer Ablauf einer Zystoskopie

Der operative Ablauf einer Zystoskopie basiert auf einem Grundschema, welches in drei Phasen, wie in Tab. 2 beschrieben, aufgeteilt werden kann.

Grundschema eines operativen Ablaufs einer Zystoskopie und zystoskopischer Eingriffe

1. Vorbereitung des Patienten und Einführen des Zystoskops in die Harnblase
2. Diagnostische Maßnahmen
 - a. Inspektion unter Weißlicht
 - b. Inspektion unter Fluoreszenzlicht
 - c. Zytologie
 - d. Kalte Biopsieentnahme mit der Biopsiezange
 - e. Biopsieentnahme mit der elektrischen Schlinge
3. Therapeutische Maßnahmen (Zystoskopische Eingriffe)
 - a. Transurethrale Resektion der Blase (TUR-B)
 - b. Elektrokoagulation mit der elektrischen Schlinge und/oder Kugel
 - c. Laserkoagulation

Tab. 2. Grundschema eines operativen Ablaufs einer Zystoskopie und therapeutischer Maßnahmen

1. Vorbereitung des Patienten und das Einführen des Zystoskops in die Harnblase

In der Vorbereitung wird der genitale Bereich des Patienten großflächig mit einer antiseptischen Lösung abgewaschen. Das Zystoskop wird mit dem Spülflüssigkeitsschlauch, dem Lichtleiterkabel und dem elektrischen HF-Kabel verbunden. Der Arzt führt das Zystoskop unter Sicht oder mit Hilfe eines Obturators durch die Harnröhre in die Harnblase.

2. Diagnostische Maßnahmen

a. Inspektion unter Weißlicht

Im zweiten Teil, den diagnostischen Maßnahmen, inspiziert der Operateur die gesamte Harnblase. Die Harnblase ist dabei voll entfaltet. Vom Blasenauslass ausgehend verschafft sich der Arzt zuerst eine Übersicht. Der Operateur leitet das Endoskop am Blasenboden entlang bis er auf die Ureterenleiste stößt. Entlang dieser fährt er nach rechts und nach links um beide Landmarken, die Ostien, zu finden. Danach untersucht er die Harnblase. Jeder Operateur hat sich mit der Zeit eine Routine erarbeitet, mit der er glaubt, dass er die gesamte Harnblase eingesehen hat. Vorwiegend verwendet er dazu unterschiedliche Optiken. Die Orientierungsmerkmale, wie die Ureterenleiste, die Ostien und die Luftblase am Blasendach helfen ihm bei seiner Orientierung.

b. Inspektion unter Fluoreszenzanregung

In der urologischen Klinik und Poliklinik Großhadern wird die Inspektion der gesamten Harnblase zusätzlich unter Verwendung einer speziellen photosensitizer-basierten Fluoreszenztechnik durchgeführt [STE99]. In der Fluoreszenzdiagnostik wird dem Patienten ca. 2 Stunden vor der Zystoskopie eine 0.1%ige 5-Aminolävulinsäure (5-ALA) in die Harnblase installiert. 5-ALA wird in der Hämbiosynthese in Protoporphyrin IX umgesetzt. In Tumorzellen ist die Anreicherung von Protoporphyrin IX größer als in Normalzellen. Protoporphyrin IX leuchtet unter blauem Anregungslicht intensiv rot. Daher unterscheiden sich Tumorzellen von den Normalzellen unter Fluoreszenzanregung farblich. Die Inspektion unter Fluoreszenzanregung hilft dem Arzt Tumorareale deutlicher und schneller zu erkennen.

c. Zytologie

Eine weitere diagnostische Maßnahme ist die Spülzytologie. Der Arzt koppelt eine Blasenspitze an den äußeren Endoskopschaft und lässt Spülflüssigkeit in die Spritze laufen. Er presst die Flüssigkeit zurück in die Harnblase und lässt die Spritze wieder füllen. Dies wiederholt er einige Male, sodass sich Zellen von der Blasenschleimhaut lösen und in die Spülflüssigkeit gelangen. Der Arzt entnimmt dann eine Probe mit den gelösten Zellen für eine zytologische Untersuchung.

d. Kalte Biopsieentnahme mit der Biopsiezange

Von verdächtigen Arealen kann der Arzt auf zwei Arten Biopsien entnehmen. Zum einen verwendet der Operateur eine Biopsiezange. Er nimmt ein Teil des zu untersuchenden Areals zwischen die Maulteile der Zange und zieht mit einer Dreh- und Ruckbewegung.

e. Biopsieentnahme mit der Resektionsschlinge

Die andere Möglichkeit der Biopsieentnahme besteht in der Hochfrequenzresektion des zu untersuchenden Areals. Der Operateur entnimmt das Biopsat mit der Resektionsschlinge, indem er Gewebe abladiert. Die histologische Untersuchung gibt dem Operateur die Information, ob es sich um ein benignes oder malignes Areal handelt.

3. Therapeutische Maßnahmen (Zystoskopische Eingriffe)

a. Transurethrale Resektion der Harnblase (TUR-B)

In der dritten Phase werden therapeutische Maßnahmen kurativ oder palliativ angewandt. Die Transurethrale Resektion der Harnblase (TUR-B) ist eine der häufigsten therapeutischen Maßnahmen. Krankes Gewebe kann mit einer Schneideschlinge, die unter Hochfrequenzstrom steht, reseziert werden, indem die Schlinge ohne großen Kraftaufwand durch das Gewebe fährt und das kranke Gewebe abträgt.

Dazu wird das zu resezierende Areal ins Blickfeld gebracht, sodass der distale Teil des Endoskops in ca. 1 cm Entfernung positioniert ist. Die Schlinge wird noch vor dem Gewebekontakt über einen Fußschalter aktiviert. Die Schlinge wird ausgefahren. Am vom

Operateur entfernten Ende des Tumorgewebes, wird die Schlinge aufgesetzt und zum Auge des Operateurs hin reseziert. Berührt der erhitzte Teil der Resektionsschlinge das Gewebe unter Schneidestrom, bildet sich ein Lichtbogen zwischen Schlinge und Gewebe, welches die Zellen an dieser Stelle platzen lässt [KRI99F]. Das resezierte Gewebe wölbt sich dem Operateur entgegen. Zum Teil bleiben Gewebefetzen an der Schlinge hängen. An der resezierten Stelle entsteht eine Vertiefung, ein sogenanntes Tumorbett. An der Schnittfläche kann es aufgrund von verletzten Gefäßen zu starken Blutungen kommen. Sie werden mit der Schlinge verödet, indem die Schlinge unter Koagulationsstrom kurz auf die blutenden Stellen aufgesetzt wird. Der Koagulationsstrom selbst unterscheidet sich vom Schneidestrom, indem er nur ein Viertel von dessen Leistung aufweist.

b. Elektrokoagulation mit der Schneide- bzw. kugelförmigen Koagulationselektrode

Im Koagulationsmodus kann der erhitzte Teil der Resektionsschlinge Gefäße verschließen. Das verödete Gewebe wird weiß mit stellenweise schwarzen karbonisierten Bereichen. Sitzt die aktive Resektionsschlinge auf dem Gewebe auf, so sinkt sie langsam in das Gewebe. Dabei breitet sich rund um die Schlinge ein Koagulationssaum aus. Größere Gebiete werden mit der sogenannten Koagulationskugel (kugelförmige Koagulationselektrode) oberflächlich verödet.

c. Laserkoagulation

Die Laserkoagulation wird meist zum Entfernen kleinerer papillärer Tumoren eingesetzt. Hier wird mit einem Nd:YAG Laser das Gewebe um den Tumor herum circumscrip koaguliert und dabei die Blutzufuhr und die Lymphbahnen unterbunden. Danach wird mit dem Laserlicht der Tumor koaguliert. In dieser Therapiemethode nekrotisieren die Tumorzellen schon in der Harnblase [HOF88A]. Ein Nachteil hierbei ist, dass dadurch keine Biopsie für eine Histologie gewonnen werden kann.

3.2.2 Anforderungen an den endo-urologischen Simulator

Um eine Zystoskopie und zystoskopische Eingriffe zu simulieren, wird ein Trainingssystem gefordert, der ein Endoskop mit austauschbaren Arbeitsinstrumenten und eine endoskopische Sicht der Harnblase simuliert. Der Anforderungskatalog basiert auf Beobachtungen und Aufzeichnungen von 350 Zystoskopien im Operationssaal. Aus diesen Aufzeichnungen wurde eine vereinfachte Geometrie mit einer mittleren Volumenkapazität extrahiert. Abb. 6 zeigt eine reale Geometrie einer gesunden Harnblase in koronaler, sagittaler und axialer Ansicht.

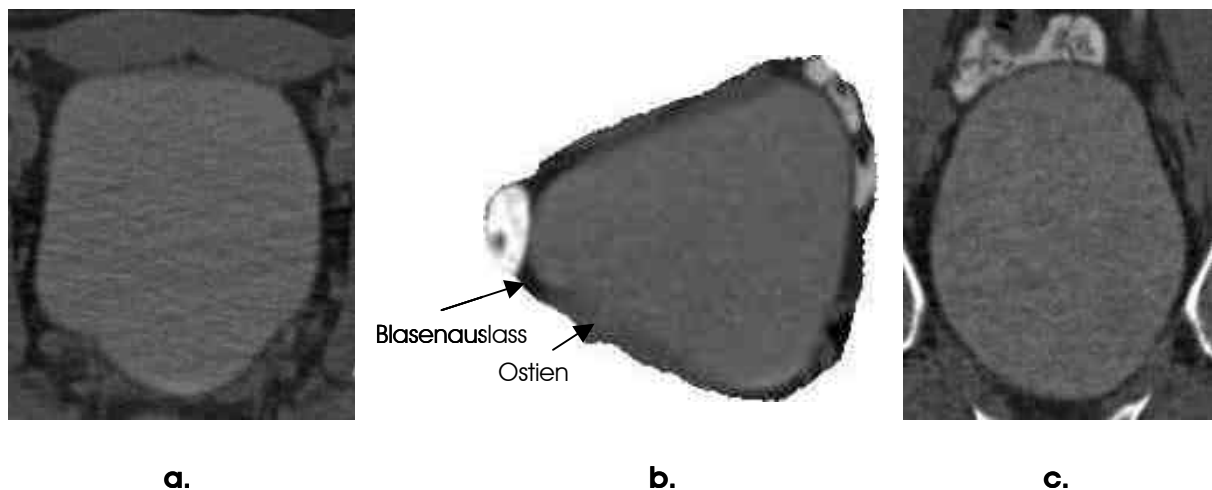


Abb. 6 Computertomographische Aufnahmen einer gefüllten Harnblase eines gesunden 38 jährigen Mannes. Jeweils durch die Mitte der Harnblase ist a) eine koronale, b.) eine sagittale und c.) eine axiale Schnittaufnahme zu sehen. Mit freundlicher Genehmigung von A.Beer.; Institut für Röntgendiagnostik der TU München, Klinikum rechts der Isar

Im Abschnitt „Mensch-Maschine Interface“ werden die Anforderungen für die Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine beschrieben. Die Schnittstelle umfasst ein Patiententorso, ein Kraftrückwirkungssystem und eine Positionssensorik für die verwendeten Arbeitsinstrumente, die Arbeitsinstrumente selbst und die Weiterleitung der Daten an die Computereinheit. Im Abschnitt „Simulations-Software“ werden die Anforderungen für die virtuelle endoskopische Sicht auf dem Monitor dargestellt, die von der Computereinheit generiert wird.

3.2.2.1 Mensch-Maschine Interface

3.2.2.1.1 *Geometrie*

Die aktive Länge eines Zystoskops beträgt 20 cm. Davon können je nach Größe der Harnblase zwischen 5 und 10 cm in die Harnblase eingeführt werden. Der Drehpunkt eines Zystoskops ist der Blasenaustritt und liegt ca. 5 cm vom distalen Ende der Harnröhre entfernt. Somit sollte ein Endoskop horizontal in eine simulierte Harnröhre eingeführt werden und mindestens 12 cm in dieser verschiebbar sein. Die Größe der Harnblase wäre somit ca. 8 cm, welches einem mittleren Volumen von 250 ml entspricht, mit einer ca. 4 cm langen Harnröhre. Der Drehpunkt des Instruments ist am Übergang zwischen Harnröhre und Harnblase. Da der Hals des Blasenaustrittes im Realen einen Durchmesser von 10 bis 15 mm aufweist, hat das Zystoskop im Drehpunkt einen Spielraum von 3 bis 8 mm.

Die maximale Auslenkung des Zystoskops um den Drehpunkt, nämlich den Blasenaustritt, liegt bei Frauen zwischen 70° und 80°. Bei Männern ist sie wegen der mehr oder weniger vergrößerten Prostata geringer und liegt zwischen 30° und 50°. Das Zystoskop sollte somit bis zu 60° in x- und y- Richtung geneigt und um seine Instrumentenachse gedreht werden können. Die Arbeitsinstrumente, wie die Resektionsschlinge und die Koagulationselektrode können vom distalen Ende des Zystoskops durch einen Federzug 2 cm nach vorn ausgefahren werden. Die Laserfaser, als weiteres Arbeitselement, kann im Arbeitskanal des Zystoskops beliebig weit nach vorn geschoben werden. Dieses Vor und Zurückschieben der Laserfaser wird mit der Hand durchgeführt und benötigt im allgemeinen keinen speziellen Mechanismus.

3.2.2.1.2 *Freiheitsgrade*

Es können fünf Freiheitsgrade festgelegt werden (siehe Abb. 7) [MIS99B]:

1. Bewegung des Instruments in x-Richtung
2. Bewegung des Instruments in y-Richtung
3. Drehung des Instruments um seine eigene Achse (Drehung um die z-Achse)
4. Bewegung des Instruments axial entlang der Instrumentenachse in z-Richtung
5. Ein- und Ausfahren der elektrischen Schlinge entlang der Instrumentenachse in z-Richtung

In der Nullstellung verläuft die z-Achse bei einem liegenden Patienten parallel zum Operationstisch und geht im unteren Drittel der Harnblase durch den Blasenauslass in die Harnblase.

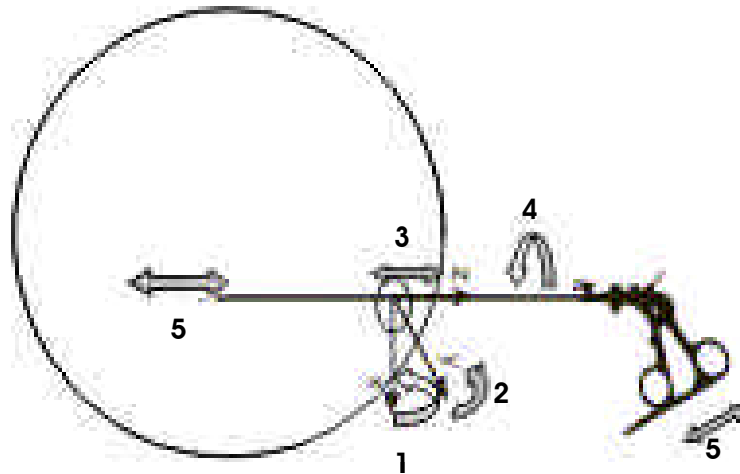


Abb. 7 Fünf Freiheitsgrade des Instruments in der Harnblase.

3.2.2.1.3 Kraftrückwirkung (Force-Feedback)

Damit der Tastsinn des Operateurs durch das Endoskop simuliert werden kann, ist es notwendig, dass eine geeignete Force-Feedback-Komponente zur Verfügung steht, welches Hebel- und Widerstandkräfte in allen Freiheitsgraden am Endoskopdummy spüren lässt [MIS01].

Drückt das Zystoskop in Vorwärtsrichtung (z-Richtung) gegen die Blasenwand, gibt die Blasenwand zwischen 2 und 4 cm elastisch nach. Die Blasenwand bewegt sich wieder in ihre Ausgangslage, nachdem das Instrument zurückgezogen wurde.

Um die während einer Zystoskopie auftretenden Kräfte abschätzen zu können, simulierte ein Operateur Erfahrungswerte, indem er mit einem Zystoskop auf eine Tischwaage drückte. Die so ermittelte Maximalkraft, die durch das Zystoskop während einer Resektoskopie angewandt wird, lag unter 20 Newton. Diese Maximalkraft kann in x-, y- und z- Richtung auftreten und sollte am Simulator zu spüren sein.

Generell ist immer ein Widerstand zu spüren, wenn das Zystoskop die Blasenwand berührt. Die größten Hebelkräfte treten primär, bedingt durch die Geometrie, bei der Inspektion des Blasendachs auf. Bei Männern mit einer ausgeprägten Prostatahyperplasie (BPH), muss auch

während der Inspektion der Seitenwände gegen einen zum Teil großen Widerstand angegangen werden.

3.2.2.1.4 Fußschalter

Die Steuerung des Koagulations- bzw. Schneidestroms wird über einen doppelten Fußschalter vorgenommen. Als Fußschalter ist ein Taster einstufig einfach gewählt [EHR02]. Betätigt der Operateur mit seinem Fuß den Schalter, wird der Hochfrequenzstrom eingeschaltet. Ein Dauerton gibt akustisch das Signal, dass das Instrument aktiviert ist. Wird der Fuß vom Schalter weggezogen, schaltet der Hochfrequenzstrom aus.

3.2.2.1.5 Kamera

Da es sich um eine simulierte Videoendoskopie handelt, ist es sinnvoll, dass ein Endoskopkameradummy verfügbar ist, der auf das Okular des Endoskopdummys aufgesetzt werden kann. Da der Kamerakopf sich gegen das Endoskop verdrehen lässt, sollte ein Mechanismus die Kamerastellung gegenüber der Endoskopstellung erkennen, da dies die Sicht und Orientierung innerhalb der virtuellen Harnblase bestimmt. Außer der Wiedergabe des Endoskopbilds auf den Monitor im Photodynamischen Diagnose Modus (PDD-Modus), besitzt die virtuelle Kamera die Funktionen des Vergrößerns, des Fokussierens und des Umschaltens zwischen Weißlicht und Fluoreszenzanregung.

3.2.2.1.6 Zystoskop

Da Zystoskope mit verschiedenen Optiken und Arbeitsinstrumenten verwendet werden, ist es notwendig, dass die Mechatronikeinheit die einzelnen erkennt und unterscheidet. Das Zystoskop sollte so gestaltet sein, dass die Positionssensoren der Mechatronikeinheit ohne Verzögerung bestimmen können, unter welchem Blickwinkel und in welcher Position sich der Zystoskopdummy innerhalb der Mechatronikeinheit befindet. Kräfte und Kollisionen sollten in Quasi-Echtzeit mit dem operierenden Instrumentendummy zu spüren sein.

3.2.2.2 Simulationssoftware

3.2.2.2.1 *Benutzerschnittstelle*

Alle notwendigen Programme sollten auf einem Standard-PC (Windows NT 4 / Windows 98) installiert sein. Es wäre von Vorteil, wenn die Programme von „Nicht – Softwarespezialisten“ wie Medizinstudenten verwendet werden können, um selbst Veränderungen bzw. Verbesserungen an der Datenbank vornehmen zu können. Deshalb sollte verbreitete kommerzielle Standardsoftware zum Aufbau der Datenbasis verwendet werden [THO99A].

3.2.2.2.2 *Realitätsnähe*

Da der Anspruch nach einer optimalen endoskopischen Abbildung der virtuellen Harnblase besteht, ist Datenmaterial von realen Patienten bereit gestellt worden. Diese Daten zeigen die Blasenwandstrukturen und die wichtigen Orientierungsmerkmalen innerhalb der Harnblase in hoher Auflösung und Farbwiedergabe. Derartig qualitativ hochwertige Daten sollten in die Simulationssoftware eingebunden werden [MIS01].

Eine Anforderung an den Simulator ist die Modellierung des Organs in Quasi-Echtzeit [MIS01], d.h. die Instrumentenverfolgung, ihre Visualisierung und die veränderte endoskopische Sicht aufgrund der Bewegung des Instruments in der Mechatronikeinheit soll im virtuellen Umfeld < 50 ms betragen [PAU01].

3.2.2.2.3 *Geometrie*

Der Blasenauslass, als Eintritt in die Harnblase, ist der Ausgangspunkt für die Orientierung innerhalb des Organs.

Obwohl jeder Patient eine etwas anders geformte Harnblase besitzt, zeigen Computer- bzw. Magnetresonanztomographien von dreiviertel bis voll gefüllten Harnblasen, dass eine allgemeine Form definiert werden kann. Abb. 6 zeigt eine typische Harnblasenform. Der Blasenauslass liegt beim liegenden Patienten im unteren Drittel. Das Füllvolumen der Harnblase beträgt 250 - 300 ml [LEO87]. Dies entspricht, ausgehend von einer vereinfachten runden Geometrie, einem Durchmesser von 7,8 – 8,3 cm. Dringt mehr Harn in die Blase ein, so wird die Harnblase gedehnt. Bei einem gesunden Menschen entsteht ein Harndrang ab

einer Füllung von 350 ml [LEO87]. Die durchschnittliche Harnblasenwanddicke bei einem Erwachsenen liegt bei einer 200 ml Füllung zwischen 0,4 und 0,7 cm [HOF95A]. Eine schematische Aufteilung in die einzelnen Schichten ist in Abb. 32 zu sehen.

Meist ist die endoskopische Sichtweite innerhalb der Harnblase nur wenige Zentimeter. Der Operateur hat keine Möglichkeit, sich einen Überblick zu verschaffen. Deshalb sind markante Punkte, sogenannte Landmarken, innerhalb der Harnblase für den Operateur als Orientierung sehr hilfreich und wichtig. Orientierungsmerkmale in der Harnblase sind die Ostien, die Ureterenleiste und die Luftblase am Blasendach. Sie müssen in der virtuellen Harnblase vorhanden sein. Abb. 8 zeigt die angeforderte vereinfachte Geometrie für die virtuelle Harnblase aufgrund der ermittelten Daten.

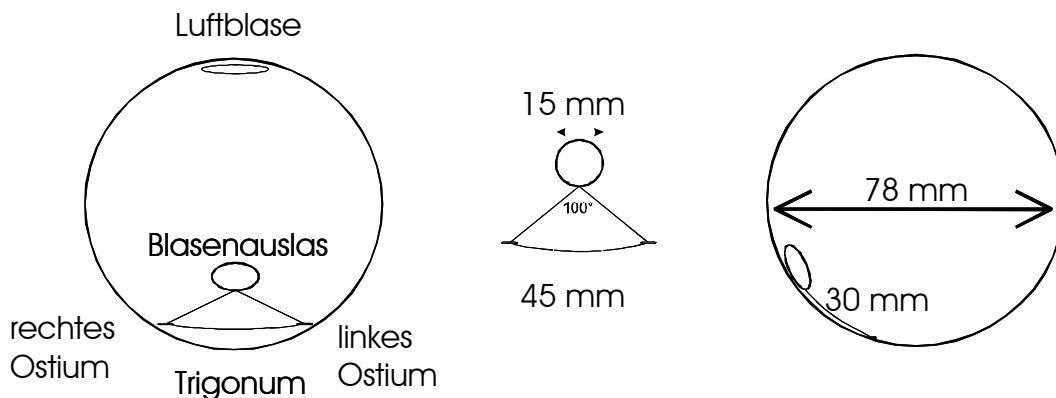


Abb. 8 Geometriemodell mit den Orientierungsmerkmalen in der Harnblase

Die häufigste Form der Ostien sind Schlitzte. Sie trat bei den ca. 350 Patienten zu 85% auf. 10% der Patienten besaßen Ostien, deren Form einem Golfloch bzw. Hufeisen oder einem Oval glichen. Die restlichen 5% der Patienten besaßen Ostien, die durch Resektion, aufgrund von früherem Tumorbefall, verändert waren. Vom Blasenauslass spannt sich zu beiden Seiten das Trigonum in einem Winkel von $45^\circ - 55^\circ$ auf. Den Abschluss bildet die Erhebung der Ureterenleiste, ca. 25 – 35 mm vom Blasenauslass entfernt. Rechts und links auf ihr liegen die Ostien ca. 40-50 mm auseinander [REI02]. Da im Trigonum die Blasenschleimhaut fest mit der darunter liegenden Muskelschicht verbunden ist, stimmen diese Angaben unabhängig vom Füllungsstatus der Harnblase. Die Luftblase ist am höchsten Punkt der Harnblase, am Blasendach, angesiedelt und hat im Median einen Durchmesser von 10 mm.

Wird in einer gut gefüllten Harnblase eine maximale Neigung des Endoskops um 60° angenommen, so vergrößert sich der kleinstmögliche Abstand bis zu 25 mm zwischen

3. Material und Generierung einer Bilddatenbank

Endoskop und untersuchender Blasenwand im oberen vorderen Teilbereich der Harnblase (siehe Abb. 9). Dies erschwert eine Inspektion und lässt keine Manipulation mit den Koagulationselektroden zu, da die Reichweite der Elektroden maximal 20 mm beträgt. Inspektionen und Manipulationen in diesem Bereich der Harnblase werden somit in einem Füllungszustand von weniger als 50% getätigt. Eine sehr oft angewendete Möglichkeit ist die Verformung der Harnblase von außen, indem der Operateur mit der Hand auf den Bauch des Patienten drückt. In der Simulation wird in diesem Bereich keine Möglichkeit der Manipulation bestehen, da die Geometrie nicht verändert werden kann.

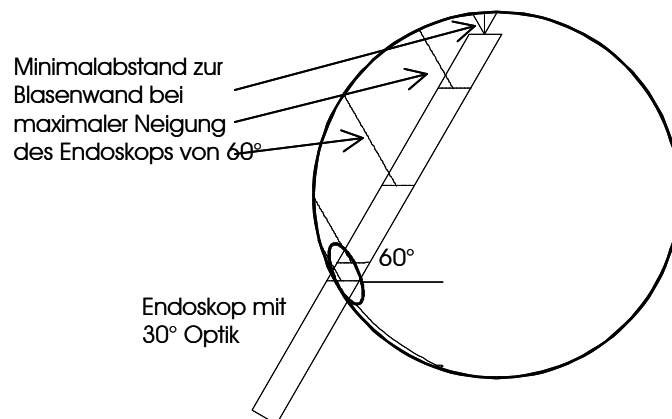


Abb. 9 Minimalster Sichtabstand des Endoskops bei maximaler Neigung im Harnblasenmodell. Das Endoskop besitzt eine 30° Blickrichtung und kann maximal 60° geneigt werden. Der kleinst mögliche Sichtabstand wird größer je weiter das Endoskop herausgezogen wird.

3.2.2.2.4 *Elastizität der Blasenwand*

Das virtuelle Resektoskop sollte in der Lage sein, die virtuelle Blasen Schleimhaut lokal zu verformen. Eine Ausnahme bildet die Stelle des Trigonums am Blasenboden.

Wird das Resektoskop auf die Blasenwand aufgesetzt und an der Blasenwand fixiert, indem der Arzt den Abstand in z-Richtung konstant hält, kann die Blasenwand durch das Ausfahren der Schlinge eingemuldet werden. Beim Zurückziehen der Schlinge kommt die Blasenwand wieder in ihre Ausgangslage zurück. Beobachtungen bei realen Zystoskopen zeigten, dass diese elastische Verformung von einer Mindestdiefe von 2 cm fast überall möglich war.

3.2.2.2.5 *Endoskopische Sicht auf die Arbeitsinstrumente*

Das virtuelle Bild auf dem Monitor zeigt die Resektionsschlinge, dessen distalseitige Schneideelektrode in einem Halbbogen verläuft und 90° nach unten abgewinkelt ist, in ihrer Grundposition circa 2 mm vor der Optik. Wird eine Geradeausblick-Optik von 0° verwendet, umrandet sie die untere Hälfte des Monitorbilds und bleibt während des Ein- und Ausfahrens in der Mitte des endoskopischen Bilds. Je weiter sie ausgefahren wird, umso perspektivisch kleiner ist sie auf dem Bildschirm zu sehen.

Mit einer Vorausblick-Optik von 30° ist die Resektionsschlinge am oberen Rand des Bildfelds und verschwindet am oberen Bildrand bis auf den Halbbogen der Resektionsschlinge während des Ausfahrens.

Die Steilblick-Optik 70° und die Rückblick-Optik 120° sind für eine Resektion nicht geeignet, da die Resektionsschlinge nicht im Bildfeld zu sehen ist.

Die Laserfaser ist wie die Resektionsschlinge im Monitorbild zu sehen. Sie kann, im Gegensatz zur Schlinge, soweit wie der Operateur es möchte, von der Optik weg zum Gewebe geschoben werden. Eine Ablenkung der Laserfaser ist über einen sogenannten Albarran-Mechanismus möglich.

Die kugelförmige Koagulationselektrode hat die gleiche Reichweite wie die Resektionsschlinge und ist in gleicher Weise auf dem Monitor zu sehen.

3.2.2.2.6 *Bildausschnitt und Beleuchtung*

Um den Bildausschnitt und die Beleuchtung realistisch zu simulieren, wurde eine winkelabhängige Abstrahlcharakteristik von Beleuchtung und Bildausschnitt aufgezeichnet (siehe Abb. 10). Es wurde in horizontaler und vertikaler Ebene in Luft gemessen. Für die 0°- und für die 30°-Optik zeigte die gemessene Abstrahlcharakteristik ein Zusammenfallen des Beleuchtungskegels mit dem Bildausschnitt in beiden Ebenen. Der Beleuchtungskegel verläuft in einer Gaußverteilung. Die Halbwertsbreite liegt bei 56° (siehe Abb. 10).

Der gemessene Öffnungswinkel ($2\mathbf{b}_1$) des Endoskops mit einer Großbild-Geradeausblick-Optik 0° liegt bei 72°. Daraus folgt mit $A = n(\text{Luft}) * \sin \mathbf{b}_1 = 1 * \sin 36^\circ = 0,59$ eine numerische Apertur A von 0,59. Für die Zystoskopie in der Harnblase wird eine 0,9% isotonische Kochsalzlösung verwendet. Ihr Brechungsindex n kann näherungsweise von Wasser angenommen werden. Nach dem Brechungsgesetz bei Übergang von einem Medium in ein zweites Medium ergibt sich ein Öffnungswinkel des Lichtkegels in der Spülflüssigkeit der Harnblase:

$$\frac{\sin \mathbf{a}}{\sin \mathbf{b}_{1,2}} = \frac{n_{2(1,2)}}{n_1}$$

mit n_1, \mathbf{a} = in Glas; $n_{2(1)}, \mathbf{b}_1$ = in Luft; $n_{2(2)}, \mathbf{b}_2$ = in Spülflüssigkeit

daraus folgt

$$\frac{\sin \mathbf{b}_2}{\sin \mathbf{b}_1} = \frac{n_{2(1)}}{n_{2(2)}}$$

$$\mathbf{b}_2 = \arcsin 0,44 = 26,2^\circ$$

Der Öffnungswinkel ($2\mathbf{b}_2$) in der Spülflüssigkeit der Harnblase beträgt somit 52,4°.

Somit sollte der Bildausschnitt und die Beleuchtung auch in der Simulation zusammenfallen. Da die gemessene Halbwertsbreite nahezu 60° beträgt, ist der gaußförmige Verteilung der Beleuchtungsstärke kaum zu sehen. Die Ausleuchtung des virtuellen endoskopischen Bildes ist deshalb homogen.

Für den Bildausschnitt soll ein Öffnungswinkel von maximal 60° realisiert werden.

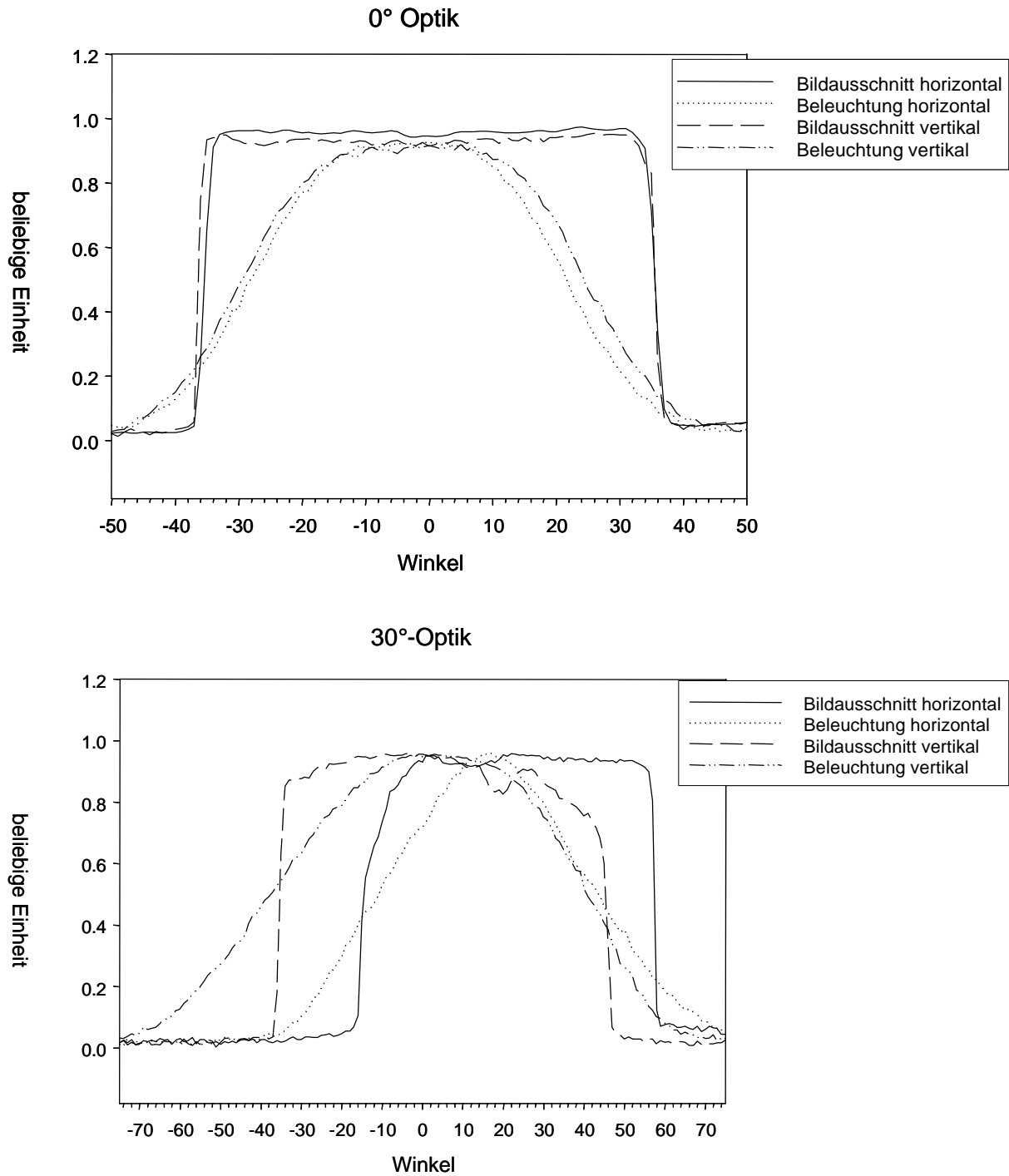


Abb. 10 Abstrahlcharakteristik der Beleuchtung und des Bildausschnitts einer 0° bzw. einer 30° Optik vertikal (mit Lichtleiterkabel nach oben ausgerichtet) und horizontal (90° verdreht dazu) gemessen. Die durchgezogene Linie ist die Abstrahlcharakteristik des Sichtbereichs und die gepunktete Linie die Charakteristik der Beleuchtung in der horizontalen Ebene. Die gestrichelte Linie bzw. die Strich/Punkt-Linie zeigt den Sichtbereich bzw. die Beleuchtung in der vertikalen Ebene.

In der kleinsten Vergrößerung ist der Bildausschnitt von einer Bildblende begrenzt. Das kreisförmige Zystoskopbild füllt 1/3 des Monitorbilds aus. Das Endoskopbild ist homogen ausgeleuchtet. Wird der Bildausschnitt so gewählt, dass das Endoskopbild den Monitor ausfüllt, dann fällt die Helligkeit zum Rand hin leicht ab. Die Beleuchtung verteilt sich, wie in Abb. 10 zu sehen, gaußförmig, mit einer Halbwertbreite von ca. 56°.

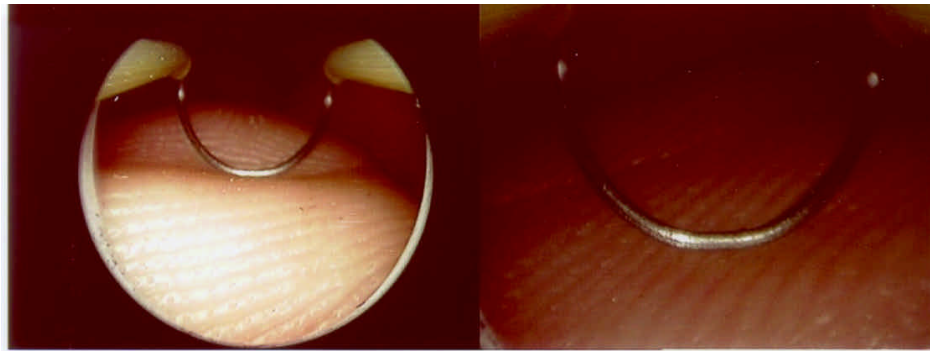


Abb. 11 Bildblende bei minimaler Vergrößerung: Die schwarze Bildblende deckt den äußeren Rand des Endoskopbilds bei minimaler Vergrößerung kreisförmig ab. Bei einer größeren Vergrößerung füllt das Endoskopbild das Monitorbild aus. Die Bildblende verschwindet nach außen.

3.2.2.2.7 Kamerafunktionen

Die Kamerafunktionen Vergrößern und Fokussieren sollten gemäß der verwendeten Endokameras simuliert werden. Die verwendete CCD-Kamera (3-Chip-CCD Farbkamera Tricam SL pal) ist mit einem Parfocal-Zoom-Objektiv ausgerüstet. Dadurch ist es möglich, ein Close-up der Operationsstelle zu erhalten, ohne mit dem distalen Ende der Optik näher herangehen zu müssen. Durch die variable Brennweite des Parfocal-Zoom-Objektivs zwischen 25 cm und 50 cm kann die Vergrößerung der Blasenwand verdoppelt werden [STO97]. Dabei wird die Bildblende und ein Teil des Zystoskopbildes nach außen gedrängt und ist nicht mehr sichtbar. Der weite Zoombereich ermöglicht unabhängig vom Durchmesser der Optik ein formatfüllendes Bild.

Das Abmessen der Resektionsschlinge auf dem Monitorbild bei der kleinsten und größten Vergrößerung zeigte, dass der Faktor 2 der Vergrößerung auch beim verwendeten Gesamtsystem, welches aus einem Endoskop mit einer 0° Optik und der aufgesetzten CCD-Kamera besteht, gültig ist.

Das endoskopische Bild kann in jedem Abstand scharf gestellt werden. Dies sollte auch in der Simulation möglich sein.

3.2.2.2.8 Zystoskopie und zystoskopische Eingriffe in der Simulation

Die Schleimhaut der Harnblase ist im nicht gefüllten Zustand gefaltet. Die oberste Schicht, das Urothel, ist hier circa 0,4 mm dick [LEO87]. Die darunterliegende Schicht, die lamina propria mucosae mit ihrer dazwischenliegenden lamina muscularis mucosae, besitzt eine Dicke zwischen 1,5 bis 3 mm. Beide Schichten passen sich der Dehnung der Harnblase an, sodass bei einer gefüllten Harnblase das Urothel nur noch wenige Zellschichten aufweist. Die Oberfläche ist aufgespannt und die gemessene Dicke beider Schichten beträgt hier nur noch circa 0,1 – 0,2 mm [SOB94A] [LEO71] [LEO87]. Abb. 12 zeigt histologische Schnitte der Harnblase [RO87]. Die einzelnen Schichten sind für eine bessere Unterscheidung unterschiedlich eingefärbt.

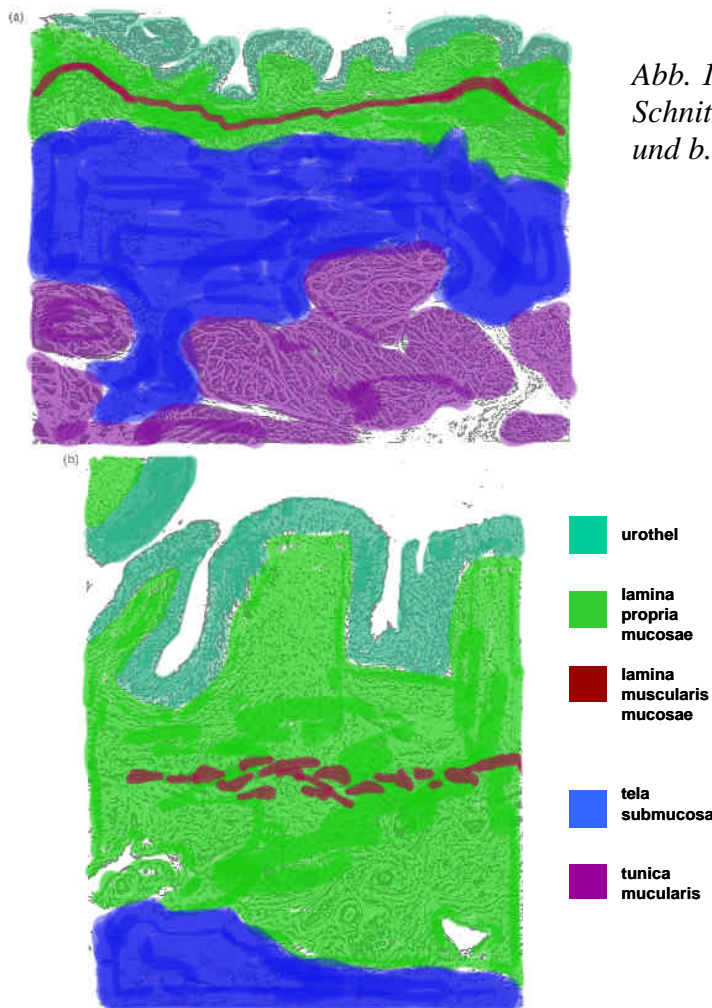


Abb. 12 Angefärbte histologische Schnitte der Harnblase im a.) gedehnten und b.) entspannten Zustand [RO87].

FIG. 1. (a) Complete muscularis mucosa is seen midway between the mucosa and the muscle proper. (b) Higher magnification of (2).

3. Material und Generierung einer Bilddatenbank

Während der Weißlicht- und der Fluoreszenzzystoskopie kann der Anwender die Optiken wechseln. Unterschiedlich gute Sichtverhältnisse, verursacht durch ungenügende Ausleuchtung oder bestehende Blutungen erschweren die Diagnose.

In der Fluoreszenzzystoskopie überprüft der Operateur die unspezifische Rotfluoreszenz des Blasenauslasses. In der übrigen Harnblase schult der Anwender sein Auge und lernt zwischen unspezifischer und spezifischer Fluoreszenz zu unterscheiden, indem er das Endoskop von der tangentialen Sicht auf das Gewebe in direkte Draufsicht dreht (siehe Abb. 33).

Die Möglichkeit zwischen Weißlicht und Fluoreszenzanregung umzuschalten, ist eine Hilfestellung, um mit beiden Modi zu einer sicheren Diagnose zu kommen. Da Protoporphyrin IX bei Bestrahlung mit Licht ausbleicht, muss der Operateur zügig arbeiten. In 1 cm Abstand des Endoskops zum Blasengewebe hat der Operateur typischerweise 12 Sekunden Zeit für die Begutachtung der Fluoreszenz, bevor sie auf die Hälfte abgesunken ist. In 4 cm Entfernung hat er bereits mehr als 3 Minuten Zeit [WAG00]. Unter realen Verhältnissen und mittlerer Lichtintensität bleicht die Rotfluoreszenz nach circa 5 Minuten aus. Es kann nicht mehr zuverlässig zwischen Normal- und Tumorgewebe unter Fluoreszenzkontrolle unterschieden werden [STE99].

Zu 70% sind Tumore an der Hinter- und Seitenwand der Harnblase anzutreffen. 20% aller Tumore sind am Blasenboden zu finden und die restlichen 10% am Blasendach [HOF96].

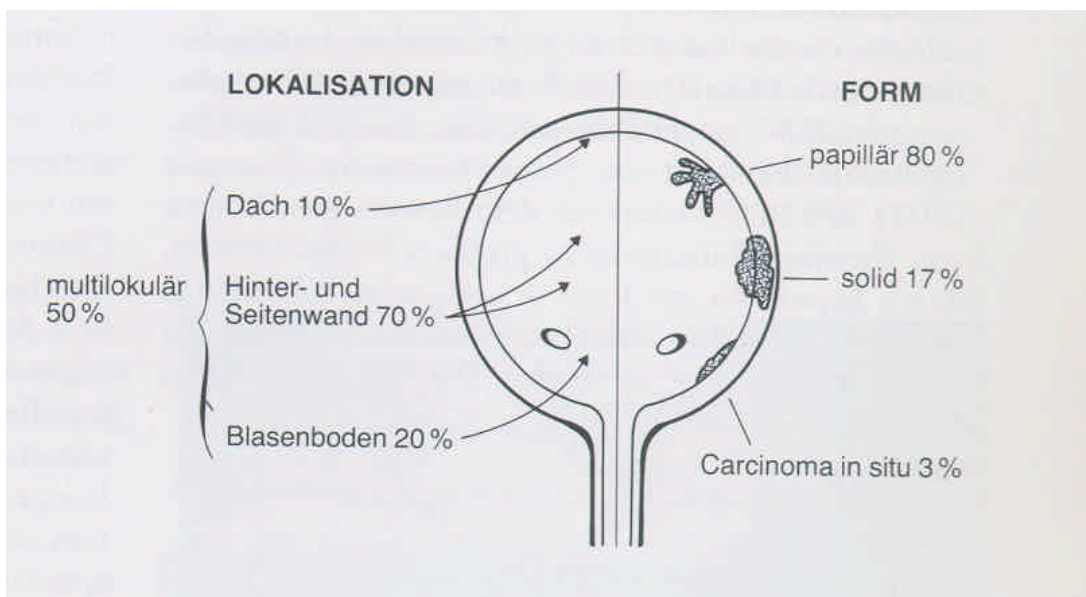


Abb. 13 Die Häufigkeit der Lokalisation und des Auftretens verschiedener Tumore in der Harnblase [HOF96]

3. Material und Generierung einer Bilddatenbank

Die Klassifikation der Tumore bestimmt, welche darunter liegenden Schichten vom Tumor befallen sind. Makroskopisch finden sich in 80-90% papilläre und in 10-20% solide Tumoren. Die Stadieneinteilung des Harnblasenkarzinoms erfolgt nach der 1992 überarbeiteten TNM-Klassifikation für urologische Tumoren der Union International Contre Cancer (UICC) und nach dem Differenzierungsgrad der Tumorzellen (Grading). T steht für die lokale Ausdehnung des Primärtumors. Die untenstehende Abbildung zeigt die möglichen Ausdehnungen und ihre Klassifikation. Mit N ist der regionäre Lymphknotenbefall gekennzeichnet und M steht für die Metastasierung. Bei der Beurteilung des Differenzierungsgrades G orientiert man sich an der am stärksten abweichenden Zellmorphologie [SCH97]. Für die Simulation wird nur zwischen oberflächliche papilläre Tumore und flachen Tumore unterschieden.

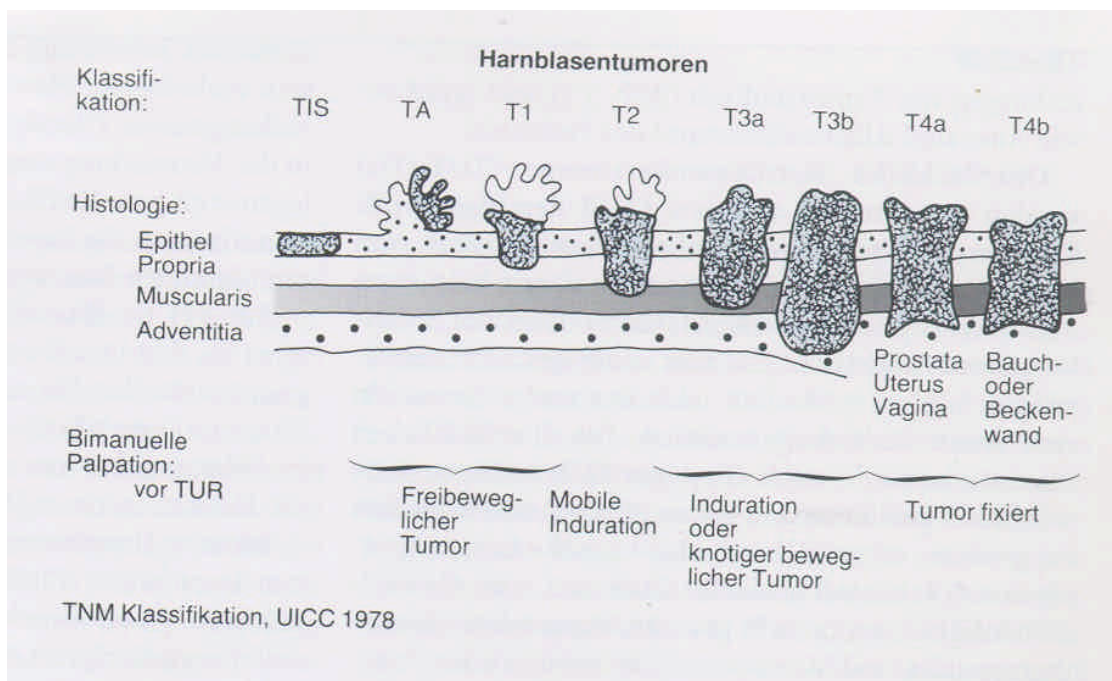


Abb. 14 Verschiedene Tumorstadien nach der TNM-Klassifikation [HOF96]

Die kalte Biopsieentnahme mit der Biopsiezange erfordert, dass ein Gewebestück aus der Blasenschleimhaut herausgerissen werden kann und diese Stelle zu bluten anfängt.

Während der häufigsten therapeutischen Maßnahme, der transurethralen Resektion der Harnblase (TUR-B) wird durch das Abtragen von Gewebe die Geometrie der virtuellen

Harnblase verändert. Die entstandene Vertiefung fängt stellenweise an zu bluten. Mit den Blutungen geht eine Verschlechterung der Sichtverhältnisse einher.

Die Blutstillung erfolgt durch Elektrokoagulation, wobei weitläufigere Flächen mit der Koagulationskugel verödet werden.

Bei der Laserkoagulation kann der Operateur einen rotleuchtenden Pilotlaser einschalten, der ihm hilft, die zu koagulierende Stelle genau zu fokussieren. Ist die Laserfaser aktiviert, sendet ihre Spitze ein intensivleuchtendes weißes Licht aus. Wird die Laserfaser länger als 2 Sekunden auf eine Stelle gehalten, karbonisiert die gelaserte Stelle.

Komplikationen, die bei einer Zystoskopie und zystoskopischen Eingriffen entstehen können sind vielfältig. Ihr visueller Eindruck in der Simulation ist in der Tabelle im Anhang A zusammengestellt. Die Simulation von Komplikationen und ihre Handhabung erfordert die Umsetzung von vielen verschiedenen Datenbasen - von normalen bis hin zu pathologischen Fällen. Sie erfordert auf alle Fälle eine Simulation der verschiedenen Füllungszustände der Harnblase, eine Simulation von unterschiedlichen Trübungen der Spülflüssigkeit, die Simulation von starken und diffusen Blutungen, von sehr großen papillären Tumoren (> 5 cm), allen pathologischen Veränderungen der Blaseschleimhaut und der Möglichkeit der Perforation der Blasenwand.

3.2.2.3 Endoskopische Bilddatenerfassung

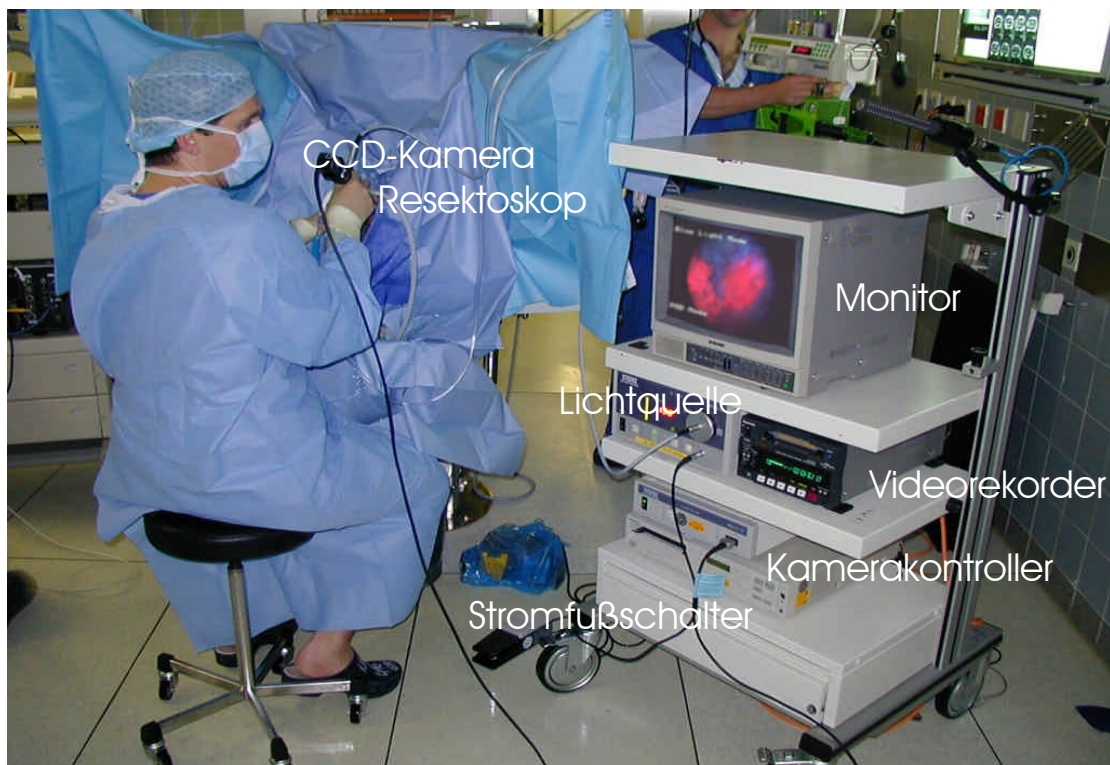


Abb. 15 Geräte- bzw. Systemkonfiguration für die Videozystoskopie; ein digitaler Videorekorder zeichnet den endoskopischen Eingriff in hoher Qualität auf.

Der apparative Aufbau ist in Abb. 15 dargestellt. Das Zystoskopie-Instrumentarium besteht aus einem starren 0°- bzw. 30°-Endoskop (Art # 27005 AI HopkinsII Geradeausblick-Optik zur PDD und Art # 27005 BI HopkinsII Vorausblick-Optik zur PDD). Es ist eine Kombination mit einem Resektionsschaft (Art # 27040 SL, Karl Storz, Tuttlingen) und einer Resektionsschlinge (Art # 27040 EH, Karl Storz, Tuttlingen) als Arbeitsinstrument. Der Resektionsschaft hat einem Durchmesser von ca. 8 mm (24 Charrière) und besteht aus zwei Kanälen. In den oberen Kanal wird die Optik mit einem Durchmesser von 4 mm eingeführt und mit dem Schaft verbunden. Um das distale Ende der Optik ist ein Lichtleiterfaserbündel halbmondförmig aufgefächert. Als Arbeitskanal, mit einem Durchmesser von 3 mm, wird der

untere Kanal bezeichnet. Er führt die Arbeitsinstrumente, mit denen reseziert, koaguliert und gelasert wird. Für die Koagulation mit einer Laserfaser wird ein spezielles Zystoskop mit einem Laseralbarran- Mechanismus verwendet. Der Laseralbarran ist eine Führungsschiene, dessen distales Ende die Laserfaser durch ein Drehrad positioniert. Am äußeren Ende des Zystoskops ist ein Stecker für die Ankopplung von einem Lichtleiterkabel und einem elektrischen Kabel. Für das Ein- und Ausfahren der Schlinge ist ein Federzug am unteren Teil des Zystoskops angebracht. Über einen Fußschalter kontrolliert der Operateur den Schneide- bzw. Koagulationsvorgang.

Endoskop und Lichtquelle sind so ausgeführt, dass mit ihnen sowohl eine Standard (Weißlicht)-Zystoskopie als auch eine Fluoreszenzzystoskopie durchgeführt werden kann. Als Lichtquelle dient das D-Light (Art # 20133220, Karl Storz, Tuttlingen), eine mit einer Xenon-Kurzbogenlampe ausgestattete Hochleistungslichtquelle mit einer Leistung von 300 W. Dieses System wurde am Laser-Forschungslabor im Klinikum Großhadern in Zusammenarbeit mit der Firma Karl Storz in Tuttlingen entwickelt [STO97A].

Als Lichtleiter wird ein Fluidlichtleiter (495FS, Karl Storz, Tuttlingen) mit einem aktiven Durchmesser von 2 mm und einer Länge von 1,80 m verwendet. Der Fluidlichtleiter hat den Vorteil gegenüber herkömmlichen Lichtleitern, dass er über den gesamten sichtbaren Bereich 20% mehr Licht transmittiert. Vor allem im blauen und im nahen UV-Bereich weist er im Vergleich zu Glaslichtleiter eine signifikant höhere Transmission auf, wo hingegen störende Infrarot-Strahlung durch den Fluidlichtleiter verstärkt geblockt wird [IRI02]. Wichtig beim Einsatz in der Harnblase ist, dass nur minimal Infrarotanteile auf das Gewebe übertragen wird.

In der Fluoreszenzzystoskopie wird der blaue Spektralbereich zwischen 375 – 440 nm als Anregungslicht genutzt.

Um den Operateur vor Überstrahlung beim Umschalten der Fluoreszenzmodi zu schützen, wurde im Weißlichtmodus durch ein mechanisches in den Strahlengang gedrehtes Metallgitter die maximale Leistung auf etwa 10% der verfügbaren Lichtleistung abgeschwächt. Damit erscheint das D-Light im Weißlichtmodus nicht heller als andere Kaltlichtquellen. Das Licht wird durch einen Infrarotfilter und einen Kondensator in den Fluidlichtleiter eingekoppelt. Auf das Okular der Kamera wurde ein Strahlteiler mit einer Intensitätsaufteilung von 50/50 montiert. Dieser erlaubt dem Operateur entweder unter direkter Sichtkontrolle oder über das Kamerabild, welches über einen Kamerakontroller auf einen Monitor (Sony Trinitron Color Videomonitor # PVM-1443MD) dargestellt wird, zu endoskopieren. Die hier verwendete

Kamera ist eine 3-Chip-CCD Farbkamera (Tricam SL pal) und unterscheidet sich von herkömmlichen Endokameras durch ihre Sensitivität im Rotbereich und ihre Möglichkeit einer langen Belichtungszeit.

Da die Tumorerkennung in der Fluoreszenzendoskopie auf der Akkumulation von Protoporphyrine in der Tumorzelle basiert, ist die verwendete Kamera im roten Spektralbereich im Vergleich zu endoskopischen Standardkameras empfindlicher, um die starke Rotfluoreszenz des Tumorgewebes besser darzustellen. Die geringe Fluoreszenzintensität erfordert eine erhöhte Belichtungszeit. Dies geht mit einer Verschlechterung der zeitlichen Auflösung einher. Es entstehen Bewegungsunschärfen. Als Kompromiss wurde bei der Fluoreszenzzystoskopie zwischen ausreichender Empfindlichkeit und ausreichender zeitlicher Auflösung und langsamen Endoskopbewegungen eine Integrationszeit bis zu einer viertel Sekunde umgesetzt. Im Weißlichtmodus besitzen die Bilder eine ausreichende Helligkeit. Die Belichtungszeit ist daher auf 1/60 s begrenzt. Über die Funktionstasten am Kamerakopf wird zwischen den beiden Modi umgeschaltet. Über zwei Ringe (silberfarben und blau) lassen sich das Kamerabild scharf stellen und der Bildausschnitt vergrößern. Ist der Bildausschnitt auf dem Monitorbild minimal, so ist das Endoskopbild mit einer schwarzen Bildfeldblende umrandet. Bei einer größeren Vergrößerung entsteht ein bildschirmausfüllendes Bild. Die schwarze Umrandung der Bildfeldblende wird nach außen gedrängt. Dadurch geht der Teil der Bildinformation, der am äußeren Rand des Endoskops liegt, verloren (siehe Abb. 11).

Mit einem digitalen Videorekorder (Panasonic DVCPRO # AJ-D230HE) wurde das Kamerabild über einen Kameracontroller (tricam SL pal # 202220 20) für die retrospektive Auswertung und Weiterverarbeitung auf Kassetten aufgezeichnet. Der Videorekorder konnte über ein Menü so eingestellt werden, dass pro Sekunde 50 Halb- oder 25 Vollbilder aufgezeichnet wurde. Jedem Einzelbild wurde ein eigener Timecode zugeordnet. Ein integriertes Mikrofon zeichnete zeitgleich die sprachlichen Anmerkungen des operierenden Arztes auf.

3.2.2.4 Anforderung an das Bildmaterial

Da ein hoher Realitätsanspruch an die virtuelle Darstellung gestellt wird, werden reale Bilddaten als Organhintergrund herangezogen. Dazu sind endoskopische Videoaufzeichnungen mit sehr hoher Qualität notwendig [MIS99C].

Der Blasenhintergrund nimmt mit über 95% die endoskopische Sicht in der Simulation ein. Deshalb wurde von der Firma TT&S eine Software entwickelt, welche die Videoaufzeichnungen in Teile des virtuellen Organhintergrunds umwandelt. Die folgenden Qualitätsanforderungen für eine Videoaufnahme des Blasenhintergrunds haben sich als notwendig herausgestellt, damit diese Software, welche auf eine Strukturerkennung von einzelnen Bildern basiert, verwendet werden konnte.

3.2.2.4.1 *Gefäßstruktur*

Da die Struktur der Blasenwand aus einem Netz kleiner Blutgefäße besteht, kann eine Stelle der Blasenwand nicht aufgrund eines herausstechenden Merkmals wiedererkannt werden. Das Netzwerk der Blutgefäße ist zu über 95% die einzige Struktur des Blasenhintergrunds. Deshalb ist es ein notwendiges Qualitätsmerkmal für die Videoaufnahme des Blasenhintergrunds, dass eine gut differenzierte sichtbare Struktur der Gefäße zu sehen ist.

3.2.2.4.2 *Geschwindigkeit*

Ein weiteres entscheidendes Kriterium für eine verwendbare Videosequenz ist die Geschwindigkeit, mit der der Operateur die Blasenwand abfährt. Im Durchschnitt beträgt bei einer zu 75% gefüllten Harnblase die Ausdehnung einer Blasenwand von der linken Seitenwand über die Blasenhinterwand zur rechten Blasenseitenwand ca. 8 cm. Für die Inspektion wird dafür etwa 10 Sekunden benötigt. Somit ergibt sich eine mittlere Geschwindigkeit von ca. 8 mm/sec. Die Videofrequenz mit 25 Vollbildern pro Sekunde ist ein Kriterium für die flüssige Abbildung.

Ein weiterer Grund für die langsame Geschwindigkeit beim Abfahren der Blasenwand ist, dass Bewegungsartefakte, die sich in unscharfe Einzelbilder ausdrückt, vermieden werden.

Eine langsame Geschwindigkeit bewirkt, Einzelbilder zu erhalten, die eine deutliche, scharfe und klar sichtbare Struktur aufweisen.

3.2.2.4.3 *Sicht*

Während der gesamten Aufnahme muss die Spülflüssigkeit zwischen der Blasenwand und dem distalen Ende des Endoskops frei von Koageln, Zellresten, Instillationsgel, Urin oder sonstigen Substanzen sein, da diese sonst als störende Struktur bzw. als Artefakt im Einzelbild interpretiert werden. Falls ein Vorbeischwimmen von Substanzen bemerkt wird, ist es notwendig an dieser Stelle zu warten, bis die Sicht wieder klar ist. Da eine starke Spülung eine sichtbare Verwirbelung der Spülflüssigkeit bewirkt und diese als Struktur im Einzelbild interpretiert werden kann, ist sie zur Erlangung einer optischen Transparenz nicht hilfreich.

Die gute Sicht auf eine Blasenwand mit einer klar differenzierte Gefäßstruktur kann nur bei Patienten gefunden werden, die eine relativ gesunde oder nur leicht entzündliche Harnblase besitzen. Harnblasen mit großen Tumoren und die damit verbundenen Blutungen oder ausgeprägte Narbengebiete, in denen über größere Gebiete keine gut differenzierte Struktur erkennbar ist, sind nicht geeignet.

3.2.2.4.4 *Bildausschnitt*

Die Software setzt bis zu 90 nebeneinander liegende Bilder zusammen zu einem größeren Bild, einem Panoramabild. Übereinander liegende Bilder können nicht zusammengesetzt werden. Deshalb bestimmt der gewählte Bildausschnitt während der Videoaufnahme die Höhe dieser so entstehenden Panoramabilder. Die einzelnen Panoramabilder wiederum werden durch synthetische Übergänge verknüpft und bilden somit den gesamten virtuellen Organhintergrund. Um einen möglichst realistischen Hintergrund zu generieren, sollten nur wenige synthetische Übergänge nötig sein. Ein groß gewählter Bildausschnitt während der Videoaufnahme zeigt zwar eine Blasenwand mit einer weiter verzweigteren Gefäßtextur als ein kleinerer Bildausschnitt und führt deshalb zu einem realitätsnäheren Simulationshintergrund, da diese weit verzweigtere Gefäßtextur ohne synthetische Übergänge in den virtuellen Organhintergrund eingebunden werden können. Er hat aber den Nachteil,

dass bei einer Vergrößerung in der Simulation aufgrund des Auflösungsvermögens der Kamera der Hintergrund unscharf wird. Ein kleinerer Ausschnitt hat zwar den Vorteil einer besseren Auflösung und damit eine bessere Differenziertheit und Unterscheidbarkeit zwischen Normalgewebe und suspektem Gewebe aufzuweisen, zeigt aber einen so geringen Bildausschnitt ($< 5\text{mm}^2$), dass die Verzweigungen der Gefäße kaum zu sehen sind. Das für die Harnblasenwand charakteristische Netz von Gefäßen geht dabei verloren, da zu viele synthetische Übergänge notwendig sind, um den virtuellen Organhintergrund zu generieren. Es empfiehlt sich deshalb die Vergrößerung soweit aufzudrehen, dass das Kamerabild noch homogen ausgeleuchtet und somit zur Weiterverarbeitung brauchbar ist. Bei dem verwendeten Kamerasystem erfüllte eine Eineinhalbfache Vergrößerung noch diese Bedingung.

3.2.2.4.5 Helligkeit

Die Helligkeit der Kamerabilder wird so gewählt, dass das Videobild homogen ausgeleuchtet ist. Sie kann zum einen über die abgegebene Lichtleistung der Lichtquelle (D-Light) und zum anderen über die Länge der gewählten Integrationszeit der einzelnen Bilder geregelt werden. Am D-Light kann die Helligkeit stufenlos eingestellt werden. Es ist sinnvoll unter Weißlicht die Integrationszeit von der Kamera, abhängig von der Helligkeit, automatisch regeln zu lassen. Im allgemeinen liegt sie weit unter 1/60 Sekunden, so dass Bewegungsartefakte nicht auftreten.

3.2.2.4.6 Abstand

Ein optimaler Abstand vom distalen Ende des Endoskops zur Blasenwand ist etwa 1 cm. Beim Abfahren der Blasenwand ist es von Vorteil, einen konstanten Abstand einzuhalten, damit die Größe der Blutgefäße bei allen Videoaufnahmen in Relation stehen. Die Variation des Abstands wird minimal, wenn das Zystoskop senkrecht zur Blasenwand gehalten wird. Auch führt eine schräge Sicht auf die Blasenwand zu großen Verzerrungen der Blasenwandstruktur.

Bei den entstandenen Videoaufnahmen war eine Variation des Abstandes zwischen 2 und 5 mm unvermeidbar, welcher aber durch die Berechnung des Zoomfaktors (siehe Abb. 17) innerhalb der verwendeten Software wieder ausgeglichen werden konnte.

Eine Schwierigkeit bestand zeitweise darin, dass der Füllungszustand der Harnblase nicht gleich gehalten werden konnte. Somit veränderte sich auch das Netz der Blutgefäße auf der Blasenwand. Gefäße traten teilweise weniger stark und im nächsten Moment wiederum stärker hervor. Dies hatte zur Folge, dass der Inspektionsvorgang nicht exakt zu wiederholen war.

3.2.3 Aufbereitung des endoskopischen Bildmaterials

Aus 350 aufgezeichneten Zystoskopien wurden nach den in Kapitel 3.2.2.4 beschriebenen Kriterien Videosequenzen für den Simulationshintergrund und Bildmaterial zur Erstellung von Bilddatenbanken für pathologische Veränderungen [MIS01D] und zystoskopischen Eingriffe ausgewählt [MIS01C].

Die Aufbereitung der Videosequenzen zu Blasen hintergrundbildern geschah in vier Schritten. Die dazu verwendeten Programme sind im Kapitel 7 aufgeführt und kurz beschrieben.

Die einzelnen Schritte sind:

1. Digitale Videoaufnahmen im Operationssaal (0)
2. Auswahl geeigneter Sequenzen und Abspeichern als Serie von Einzelbildern
3. Bearbeitung der Einzelbilder
4. Fusion der Einzelbilder zu einem zusammenhängenden Blasen hintergrundbild unter Verwendung der speziell dafür entwickelten Software von TT&S [MIS01B]

Zur Erstellung von Blasen hintergrundbildern dienten Videosequenzen, die durch ein Abfahren des Endoskops entlang der Blasenwand entstanden. Für die einzelnen Blasen hintergrundbilder war ein Abscannen ohne Verzerrung maximal über eine Fläche von ca. 8 x 1,5 cm² möglich, was ca. 5% der Blasenwand ausmacht, d. h. der gesamte Blasen hintergrund setzt sich aus 20 Blasen hintergrundbildern zusammen.

Je nach Form der Harnblase war es meist nicht möglich qualitativ hochwertige Bilder vom Blasenboden mit den Ostien und der Ureterenleiste unter direkter Draufsicht des Endoskops aufzuzeichnen.

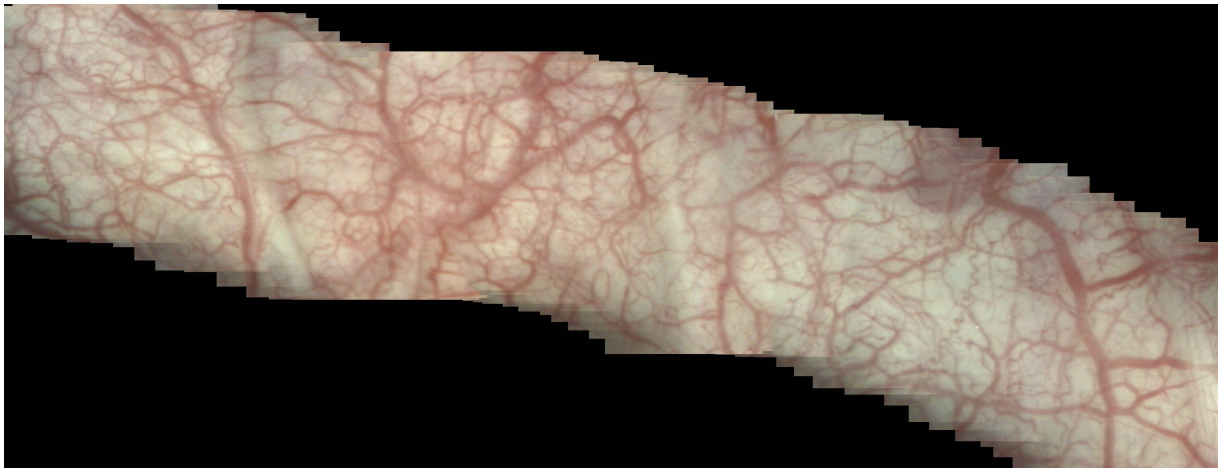
Die Videoaufzeichnungen bestehen gemäß dem PAL-Videostandard aus 50 Einzelbildern pro Sekunde. Aus der ausgewählten Videosequenz wurde eine Serie von Einzelbildern mit dem Programm „Optimas 5.0“ in dem Dateiformat „tiff“ abgespeichert. Durch den Timecode des Videorekorders hat jedes Einzelbild eine eigene Nummer und kann deshalb exakt auf dem Videoband wieder gefunden werden. Pro Sekunde wurden im Mittel zwei bis vier Einzelbilder abgespeichert. Diese Bilder wurden im Programm „Photoshop 6.0“ so bearbeitet, dass sie die gleiche homogene Ausleuchtung, Helligkeit und Größe besaßen. Nach der Korrektur sind die Bilder im Dateiformat „tiff“ wieder abgespeichert worden.

3.2.3.1 Software zur Erstellung der Blasen hintergrundbilder

„Mosaïque d’images“, ist ein C++-Programm, welches mit Hilfe von „visual studio“, der integrierten Entwicklungs-Umgebung von Microsoft (integrated development environment) von der Firma Thales, Paris, Frankreich speziell für das automatische Zusammensetzen dieser Einzelbilder entwickelt worden ist. Mit dem Bildbetrachtungsprogramm „ACDsee32“ wurde vorab die Lesbarkeit der Einzelbilder kontrolliert. Die maximale Anzahl von Einzelbildern zu einem Blasen hintergrundbild lag bei 80 bis 85 Bildern.

In „Mosaïque d’images“ wird in jedem Bild 10 charakteristische Punkte, sogenannte „coins“ gesucht. Charakteristische Punkte können z.B. zusammenhängende Graustufen (Linien) oder starke Helligkeitskontraste sein. In diesem Programm werden sie mit einem speziellen Algorithmus „ZNCC“ gefunden. Ihre Position wird in einer x/y Tabelle aufgelistet. Um die 10 charakteristischen Punkte zu finden, läuft das Programm maximal fünf Schleifen mit jeweils unterschiedlicher Auflösung. Werden die 10 „coins“ nicht mit einer Auflösung von 200 Bildpunkten gefunden, so wird die nächsthöhere Auflösung von 400 Bildpunkten aufgegriffen. Maximal wird eine Auflösung von 1000 Bildpunkten verwendet. Können bei einem Bild keine 10 „coins“ gefunden werden, so bricht das Programm ab. Das Bild muss herausgenommen und durch ein benachbartes Bild der Videosequenz ersetzt werden. Vor allem verwaschene oder strukturarme Bilder fallen vermehrt aus dem System.

Ein weiterer Algorithmus „Delaunay“ bildet aus den charakteristischen Punkten Dreiecke. In einem weiteren Schritt werden Dreiecke aufeinanderfolgender Bilder detektiert, die in ihrer Form in beiden Bildern zu finden sind. Aus diesen gleichförmigen Dreiecken kann somit die Translation (Verschiebung), Rotation (Drehung) und die Skalierung (Vergrößerungsfaktor) errechnet werden. Aus dieser Information kann schließlich ein normiertes 2dimensionales „Panoramabild“ erzeugt werden (siehe Abb. 16).



*Abb. 16 Zweidimensionales.Blasenhintergrundbild.
1:1 Abbildung einer leicht hypertrophen ansonsten normalen Blasen hinterwand.
59 Einzelbilder aus einer Videosequenz, sind mit dem Strukturerkennungsprogramm
zusammengesetzt. Aufgrund der feinen Struktur überlappen sich die benachbarten Bilder über
90%, welches an den Zacken am Rand erkennbar ist.*

Die Limitation dieses Programms ist zum einen, dass verrauschte Bilder eine lange Berechnungszeit benötigen und somit die Anzahl der Bilder eingeschränkt wird, da die Berechnungszeit eine Funktion der Bildergröße ist. Zum anderen kann das Programm nur ausgeführt werden, wenn die benachbarten Bilder sich um mindestens 80-90% überlappen, da sonst in diesen sich überall stark gleichenden Strukturen keine eindeutig ähnlichen Dreiecke durch den „Delaunay“-Algorithmus gefunden werden können. Die Videosequenzen müssen eine Ebene darstellen. Dies bedeutet, dass die Aufnahme der Sequenzen im gleichen Abstand erfolgen musste. Die Berechnung des Vergrößerungsfaktors bezieht sich nur auf eine zweidimensionale Darstellung. Als Beispiel zeigt Abb. 17 die Zusammensetzung zweier benachbarter Bilder, um die Vorgehensweise der verwendeten Software anschaulich darzustellen. Zur Verdeutlichung ist die Überlappung der beiden Bilder geringer, als im Programm eigentlich zulässig. Außerdem wurde das zweite Bild verkleinert und etwas gedreht. Damit verdeutlicht die Abbildung die Berechnung der drei Parameter, die benötigt werden, damit die beiden Bilder übereinandergelegt werden können.

Parameter 1:

Translationsvektor: $\overrightarrow{c'a}$ $\overrightarrow{0c'} + \overrightarrow{c'a} = \overrightarrow{0a} \Rightarrow \overrightarrow{c'a} = \overrightarrow{0a} - \overrightarrow{0c'}$

Parameter 2:

Rotationswinkel: $\mathbf{j}' - \mathbf{j}$

Parameter 3:

Vergrößerungsfaktor: $\frac{\overline{ab}}{\overline{cd}}$

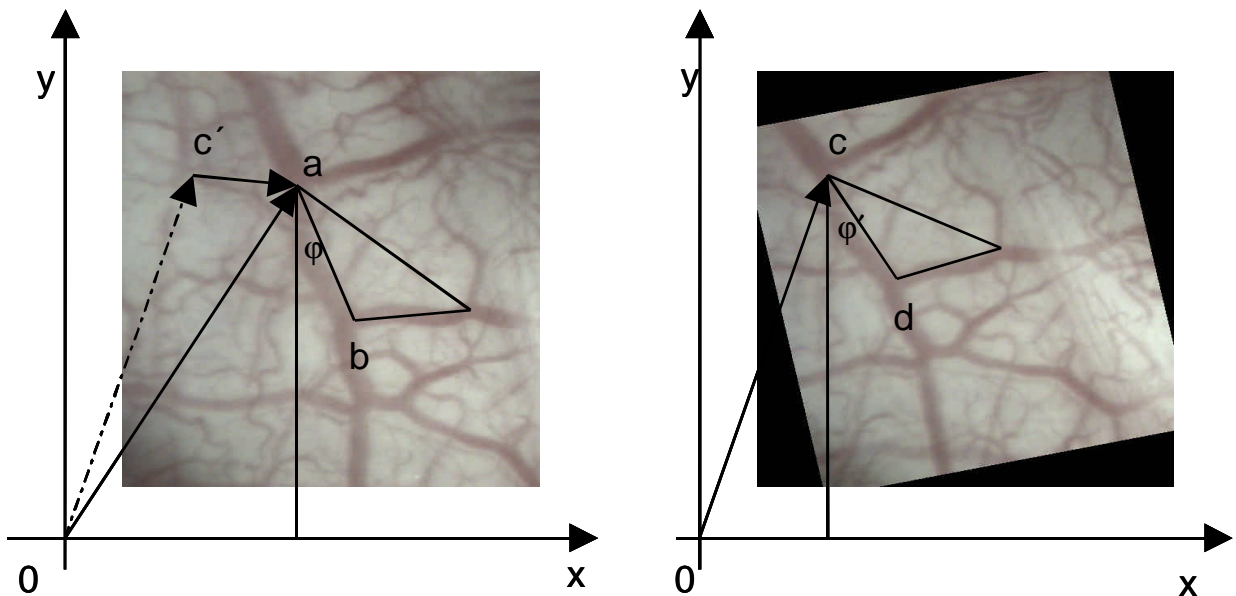


Abb. 17 Zusammensetzung zweier benachbarter Einzelbilder zur Erstellung des virtuellen Blasen hintergrunds. Das rechte Bild ist um einen Translationsvektor $\overrightarrow{c'a}$ verschoben. Weiterhin ist dieses Bild um den Rotationswinkel $\mathbf{j}' - \mathbf{j}$ gedreht und um einen Vergrößerungsfaktor $\overline{cd} / \overline{ab}$ verkleinert.

3.2.3.2 Bilddatenbank zu zystoskopischen Eingriffen

Analog zu der Bilddatenbank für den Blasenhintergrund wurde auch digitales Bildmaterial für zystoskopische Eingriffe erstellt. Die Bearbeitung des Bildmaterials erfolgte in drei Schritten. Die einzelnen Schritte sind:

1. Digitale Videoaufnahmen im Operationssaal (0)
2. Auswahl geeigneter Sequenzen und Abspeichern als Serie von Einzelbildern
3. Bearbeitung der Einzelbilder

Als ein Beispiel ist ein Auszug einer Dokumentation eines zystoskopischen Eingriffs, die Resektion eines flachen Tumorareals mit der Resektionsschlinge, in Abb. 18 zu sehen.

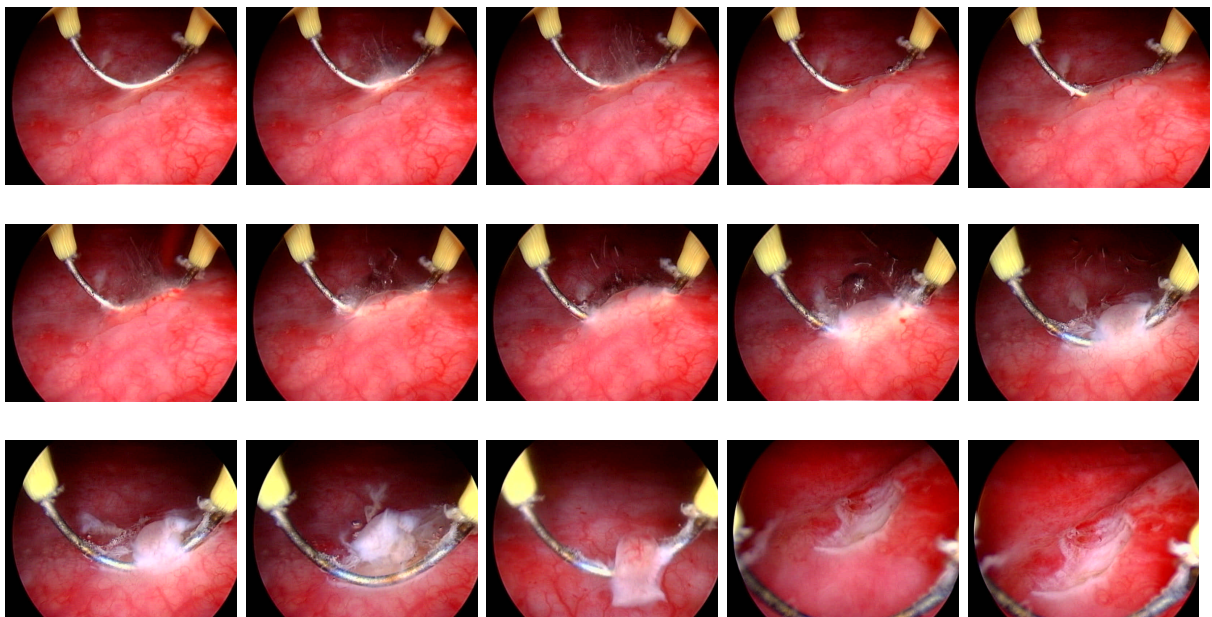


Abb. 18 Dokumentation der Resektion eines Plattenepithelkarzinoms in der Harnblase mit der Resektionsschlinge

Die Serien von Einzelbildern können mit dem Bildbetrachtungsprogramm ACDsee32 in schneller Bildfolge betrachtet werden und zeigen einen detaillierten Ablauf folgender zystoskopischer Eingriffe, die in der Bilddatenbank zu sehen sind:

1. Koagulation der Blasenwand mit der Resektionsschlinge (10 Einzelbilder)
2. Resektion papillärer Tumore mit der Resektionsschlinge (56 Einzelbilder)
3. Resektion eines flachen Tumorareals mit der Resektionsschlinge (44 Einzelbilder)
4. Biopsieren mit der Resektionsschlinge an verschiedenen Stellen der Blasenwand (64 Einzelbilder)
5. Kalte Biopsieentnahme mit der Biopsiezange (28 Einzelbilder)
6. Koagulation mikropapillärer Tumore mit einem Nd:Yag Laser (30 Einzelbilder)
7. Einmulden der Blasenwand mit der Resektionsschlinge ohne Strom (15 Einzelbilder)

3.2.3.2.1 Oberflächliche Koagulation von entzündetem Gewebe mit der Resektionsschlinge

Die oberflächliche Koagulation von entzündetem Gewebe zeigt die Veränderung des Gewebes während und nach einer Koagulation. Die Schneideelektrode wird unter Koagulationsstrom mit einer Leistung von 40 W auf das zu koagulierte Gewebe aufgesetzt. An der Schlinge bilden sich Bläschen und das Gewebe verändert seine Farbe und Konsistenz sofort, indem es aufquillt und sich weißlich verfärbt. Bei längerem Kontakt breitet sich ein Koagulationssaum aus, das koagulierte Gewebe kontrahiert und verändert seine Farbe zu braun.

3.2.3.2.2 Resektion eines papillären Tumors mit der Resektionsschlinge

Die ausgefahrene Schlinge wird auf den papillären Tumor eingestellt. Der Schneidestrom wird, bevor die Schlinge hinter den papillären Tumor aufsetzt, aktiviert. Das Resektoskop verbleibt ortsinvariant, während die Schneideelektrode im Resektionsvorgang herangeholt wird. Der Stil des papillären Tumors wird gekappt.

3.2.3.2.3 Die Resektion eines flachen Tumors mit der Resektionsschlinge

Die Bilder der Resektion eines flachen Tumorareals zeigen deutlich die unterschiedliche Reaktion des Gewebes auf die aktivierte und nicht aktivierte Resektionsschlinge. Nur von der aktivierten Resektionsschlinge kann Gewebe abgetragen werden. Da die Tiefe hier ca. 2 mm beträgt, erhellt der entstehende Lichtbogen an der aktivierten Schlinge von unten her das Gewebe. Sie fährt in einer maximal vertretbaren Tiefe gleichmäßig durch das Gewebe. Unter Aufsteigen von Bläschen schält sich ein Resektionsspan zum Auge des Betrachters hin ab. Der Schnitt durch das Gewebe verändert nicht das Gewebe selbst. Es behält seine Farbe und Konsistenz. Teile des resezierten Gewebes können an der Schlinge kleben bleiben. Ein Tumorbett entsteht.

3.2.3.2.4 Biopsieentnahme mit der Resektionsschlinge

Die Biopsieentnahme mit der Resektionsschlinge unter Hochfrequenzstrom unterscheidet sich nicht wesentlich von der Resektion eines flachen Tumorareals. Der Schneidestrom mit einer Leistung von 150 W wird aktiviert und die Resektionsschlinge wird ca. 1-2 mm tief durch das für die Histologie bestimmte Gewebe geführt. Es kommt zu einzelnen Gefäßblutungen, die mit dem Koagulationsstrom verschlossen werden. Dabei verändert sich das Gewebe, wie bei der oberflächlichen Koagulation beschrieben.

3.2.3.2.5 Biopsieentnahme mit der Biopsiezange

Die Biopsiezange ist im Bild sichtbar. Die Zange öffnet sich. Das Biopsat wird mit den Maulteilen der Zange eingeschlossen und mit einem Ruck und einer Drehung entnommen. Die Herausreißen des Biopsats führt zu Blutung und damit zu einer sofortigen starken Trübung der Sicht.

3.2.3.2.6 Koagulation eines papillären Tumors mit dem Laser

Mit einem roten Pilotstrahl wird der Laserstrahl auf den Tumor fokussiert. Mit einer Leistung des Lasers von 30-40 W wird zuerst peritumoral koaguliert. Da die Laserfaser ein intensiv weißes Licht aussendet, welches oft das ganze endoskopische Bild überstrahlt, wird ein

Graufilter verwendet. Das Gewebe verändert sich ödematös und wird weiß. Nach weiterer Koagulation zieht sich das Gewebe zusammen und wird braun. In einzelnen Fällen kann die Koagulation ein Aufbrechen des soliden Tumors verursachen. Das so koagulierte Gewebe kann mit der Resektionsschlinge entfernt werden. Bei größeren Tumoren wird nach dem Entfernen der nekrotisierten Schicht die darunter liegende Schicht des Tumors mit dem Laser koaguliert. Die Eindringtiefe des Lasers in die Tumormasse beträgt ca. 2 mm [HOF88A]. Nach der Entfernung des Tumors durch den Laser ist ein weißlich verödetes Areal entstanden. Das Netzwerk der Gefäße ist nicht mehr zu erkennen.

3.2.3.2.7 *Einmulden der Blasenwand mit der Resektionsschlinge ohne Strom*

Eine Serie von Bildern zeigt das Einmulden der Blasenwand mit der Resektionsschlinge. Bei einer ca. 50% gefüllten Harnblase drückt die Schneideelektrode auf die Blasenwand. Die Schneideelektrode verschwindet in der Blasenwand, indem die Blasenwand diese umschließt. Je höher der Füllungsgrad der Harnblase, desto mehr Widerstand erfährt die Schneideelektrode bei der Einmuldung der elastischen Blasenwand.

3.2.3.3 Bilddatenbank zu pathologischen Veränderungen

Zahlreiche Aufzeichnungen von Zystoskopen sind notwendig, um die Vielfalt an pathologischen Veränderungen der Blasenschleimhaut aufzeigen zu können. In die Bilddatenbank wurden nur pathologische Veränderungen mit eindeutiger Histologie aufgenommen.

Eine laufende Studie und Beobachtungen zeigen die Häufigkeit von pathologischen Veränderungen der Blasenschleimhaut. Es handelt sich hierbei um Patienten, die wegen eines Verdachts auf Blasenkarzinom oder im Rahmen einer Nachuntersuchung zystoskopiert worden sind.

3878 Biopsien aus 1674 Zystoskopen wurden aus laufenden Anwendungsbeobachtungen zur Photodynamischen Diagnostik des oberflächlichen Harnblasenkarzinoms in der Urologischen

Klinik der Universität München im Zeitraum Februar 1995 und November 2000 histologisch ausgewertet. In circa 1300 Zystoskopen war eine Intervention notwendig. Bei diesen Zystoskopen sind 455 papilläre Tumore (pTa und pT1) entdeckt worden. Dies bedeutet, dass bei jeder dritten Zystoskopie die Resektion eines oder mehrerer papillärer Tumore notwendig war. Über 50% der papillären Tumore treten multilokulär auf, welches die Zahl an papillären Tumoren weit über 1000 ansteigen lässt [HOF96]. Papilläre Tumore sind mit 80% die häufigst vertretene Tumorart [HOF96]. Flache Tumore bestehend aus Carcinoma in situ (Tis) und Dysplasien Grad II traten 206 mal auf, was bedeutete, dass in jeder sechsten Zystoskopie eine Resektion dieser Dysplasien stattfand. Muskelinvasive und tiefergehende Tumore (>pT2G2-3) wurde in 53 Zystoskopen entdeckt, welches 4% der Zystoskopen betraf. Fast bei jeder zweiten Zystoskopie (635 mal) waren entzündliche Veränderungen zu erkennen.

Da der papilläre Tumor eine ausgeprägte dreidimensionale Geometrie besitzt, muss er in der virtuellen Welt auch als 3D-Struktur realisiert werden. Die Bilddatenbank zeigt unter anderem das Aussehen unterschiedlicher papillärer und flacher Tumore (flache Tumore oft unter Weißlicht nicht sichtbar), Narben, normale, hypertrophe und entzündliche Teile einer Blasenwand.

Die erstellte Bilddatenbank weist Bildinformation über folgende Strukturen auf:

1. Papilläre Tumore
2. Flache Tumore inklusive Dysplasien
3. Narben
4. Entzündliche Veränderungen
5. Landmarken der Harnblase (Blasenauslass, Ostien, Ureterenleiste, Luftblase)

3.3 Realisierung des Simulators

Der Prototyp besteht aus einer Mechatronikeinheit (MU) und einer Computereinheit (CU).

Die Mechatronikeinheit kreiert das „Fühlen“ der chirurgischen Instrumente, indem es modelliertes Gewebe und Instrumentendaten in Bewegung und Kräfte des Instruments umsetzt.

Die Computereinheit greift auf einen generierten Datensatz zu, der zu jeder Position in der virtuellen Realität eine virtuelle Umgebung und einen Kraftvektor zuordnet.



Abb. 19 Der Uro-Simulator. Die Resektionsschlinge ist zur Hälfte ausgefahren und ist auf dem virtuellen endoskopischen Bild der Harnblasenwand sichtbar. Unterhalb des Monitors sind die Ansteuerung, das DSP-Board und der PC. Die Mechatronikeinheit mit Resektoskop- und Kameradummy sind links daneben zu sehen.

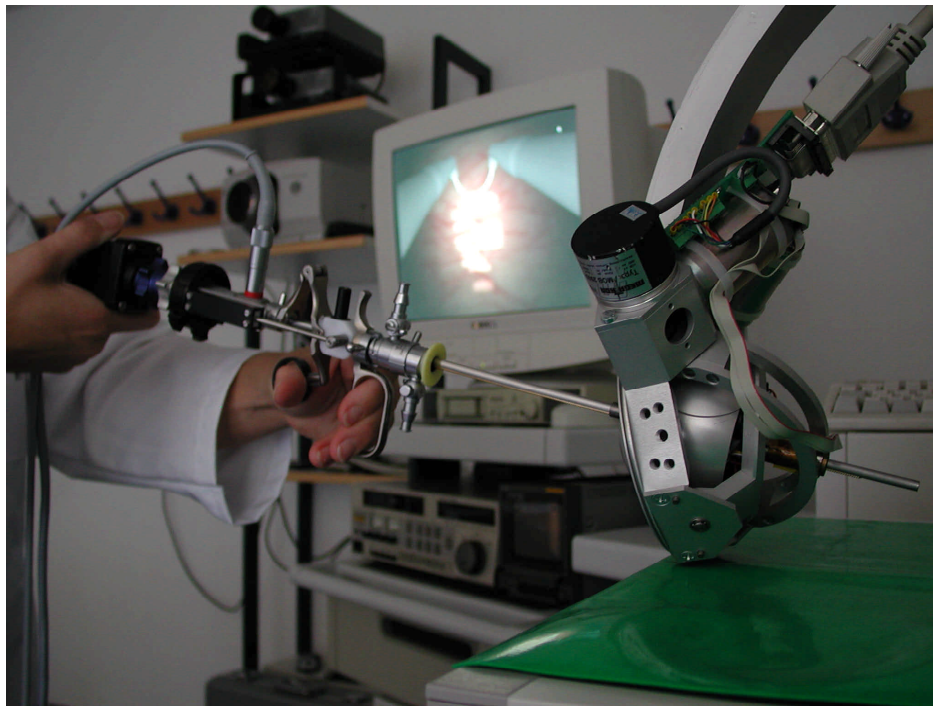


Abb. 20 Ausschnitt vom Uro-Simulator: Mit dem Resektoskopdummy wird virtuell reseziert. Im Hintergrund ist die Resektion auf dem Monitor zu sehen, während das Resektoskop im ATM entsprechend bewegt wird.

3.3.1 Mensch – Maschine Interface

Die Mechanikeinheit besteht aus einem ATM (Active Trokar Modul), welches in jede Richtung um 60° gedreht werden kann. Im ATM wirken auf kleinstem Raum Motoren und optische Inkrementalgeber, die zum einen eine Kraft auf das Instrument erzeugen können und zum anderen die Instrumentenposition ermitteln. In der Mitte befindet sich eine Öffnung, in die ein Resektoskopdummy mit einem angekoppelten CCD-Kameradummy horizontal eingeführt werden kann. Der Drehpunkt des Instruments liegt ca. 7 cm hinter der Einführung des Instruments innerhalb des ATMs. Die Einführung oder der Trokar, welcher die Harnröhre darstellt, ist somit ca. 7 cm lang. Das Instrument ist ohne Spielraum im Trokar platziert. Es kann ca. 12 cm in den Trokar hineingeschoben werden.

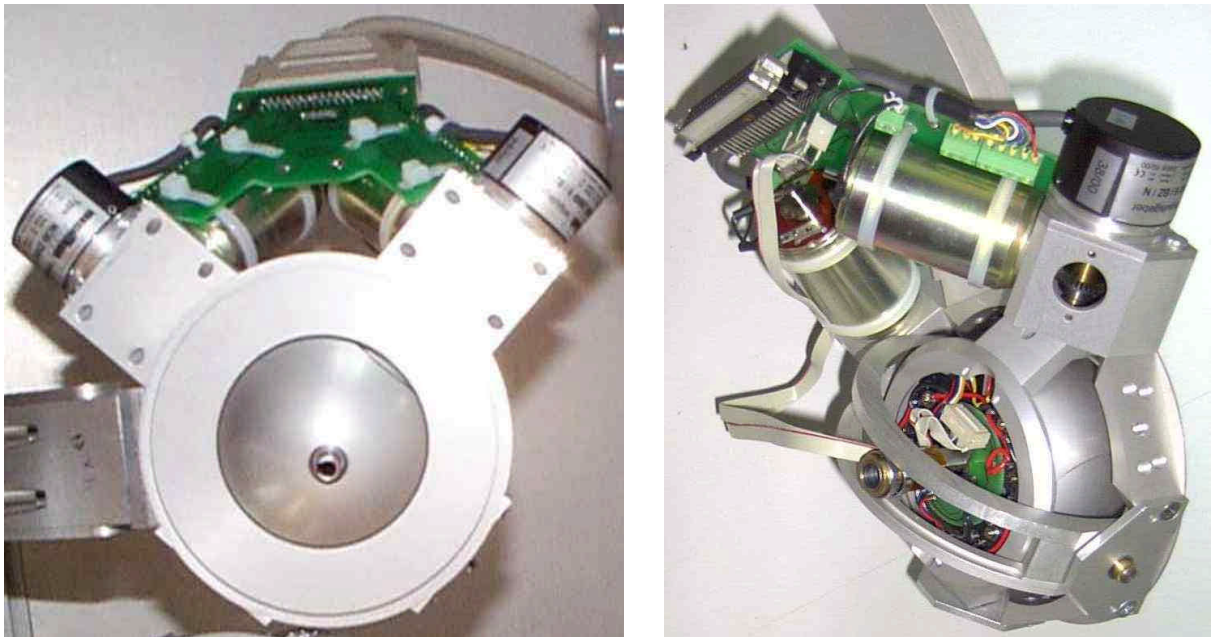


Abb. 21 Das ATM: Im ersten Bild ist der Trokar zu sehen, in den das Endoskop eingeführt wird. Das Endoskop kann in x - und y - Richtung um 60° geneigt werden. Zwei Motoren, die die Kraft rückkoppeln sind für je einen Freiheitsgrad mit einer Elektronik verbunden. Im zweiten Bild ist die Rückseite des ATMs zu sehen. Neben sechs miniaturisierten Motoren, die die Kraft von zwei weiteren Freiheitsgraden des eingeführten Instruments rückkoppeln, sind optische Inkrementalgeber in der Kapsel eingebaut. Sie bestimmen die Veränderung der Position des Instruments im ATM.

Der Resektoskopdummy verfügt über eine Zahnstange an einer Stabseite.

Wird er durch den Trokar geführt, werden durch die Zähne der Zahnstange Inkrementgeber aktiviert. Darüber hinaus wird für die drei Raumkoordinaten (x , y , z) und der axialen Bewegung entlang der Instrumentenachse in z -Richtung die Position des Resektoskopdummys im ATM auf $0,07^\circ$ genau bestimmt. (2500 elektrische Inkremente) [IRI00]. Ein Potentiometer, welcher direkt am Endoskopdummy montiert ist, gibt die Position der ein- und ausfahrenden Resektionsschlinge entlang der Instrumentenachse in z -Richtung an.

Eine Kalibrierung sorgt für das korrekte Zusammenspiel zwischen der Bewegung des Instruments im ATM und der endoskopischen virtuellen Sicht auf dem Monitor.

Die aktuellen Inkrementalgeberdaten werden an eine Elektronikkarte mit einem integrierten DSP-Board weitergegeben. Dieses Modul ermittelt mit 1 kHz die aktuelle Position und Orientierung des Instruments und sendet zu der neuen Position gehörende sogenannte Actuatorsignale an die Motoren innerhalb des ATMs. Die Actuatorsignale liegen zwischen 0

und 10 Volt. Sie setzen für jede Richtung einen der miniaturisierten Motoren in Bewegung, die eine Kraft auf das Instrument ausüben. Der Anwender spürt eine reale Kraft. Jedoch lässt die Hebelwirkung des Instruments mit der aufgesetzten CCD-Kamera die Seitenkräfte kaum spüren, sodass nur die Kraft entlang der Instrumentenachse deutlich spürbar ist. Stößt das Instrument virtuell an die Blasenwand, wird das Instrument im ATM real gebremst.

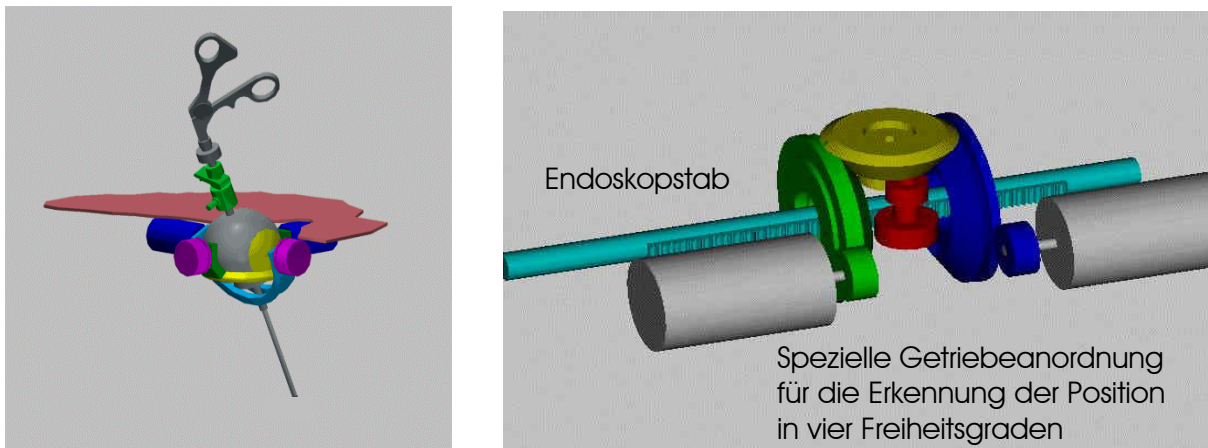


Abb. 22 Schematische Darstellung des ATMs (Active Trokar Modul) mit Instrumentendummy. Die Zahnstange des Endoskopstabs setzt eine spezielle Getriebeanordnung in vier Freiheitsgraden in Gang. Dadurch wird die Veränderung der Position des Endoskops errechnet.

Die Vergrößerung und der Fokus können real an der Kamera eingestellt werden.

Wird die Kamera vom Resektoskop abgekoppelt, verschwindet auch die endoskopische Sicht auf dem Monitor. Das gesamte optische System des Kameradummys ist durch zwei lineare Potentiometer und einer Ansteuerung ersetzt. Diese linearen Potentiometer werden beim Drehen der Kamera zum Endoskop unterschiedlich eingelenkt. Dadurch wird die Verdrehung des Endoskops zur Kamera berechnet und das endoskopische virtuelle Bild abgestimmt.

An der Okularmuschel des Endoskops sind je nach Optik Zylinder mit unterschiedlichen schiefen Ebenen eingebaut, die festlegen, um welche Optik es sich bei dem eingeführten Instrument handelt.

Damit das Endoskop sich äußerlich nicht von einem realen Endoskop unterscheidet, wurden die für die Motoren und Inkrementgeber notwendigen Ansteuerleitungen durch den Lichtleiter-Anschluss in Form eines Lichtleiters zur Ansteuerungseinheit geführt. Der Endoskopdummy hat somit das gleiche Gewicht wie ein echtes Endoskop, welches für ein Zystoskopietraining von entscheidender Bedeutung ist.

Vor jedem Beginn einer virtuellen Zystoskopie ist die Kalibrierung der Kameraposition zum Resektoskop erforderlich. Die Kamera und das Resektoskop werden in Nullstellung positioniert. Dazu muss die Kamera mit seinen Funktionstasten und das Resektoskop mit seiner Einkoppeleinheit nach oben gedreht und in der Mitte des ATM positioniert werden. Durch das Drücken des rechten Kameraknopfes wird kalibriert.

Der Fußschalter zur Aktivierung der HF-Modi wurde unverändert übernommen.

Die Daten der Kamera und des Resektoskops werden zur elektronischen Ansteuerung weiter geleitet.

3.3.2 Rechnersystem und Simulations-Software

Die Signale des DSP-Bords gehen direkt in das Interfacebord im Rechner. Dieser besitzt ein Pentium III Prozessor mit 1 GHz Taktfrequenz, einem speziellen 3D unterstützenden Arbeitsspeicher und eine G-force III Grafikkarte.

Auf dem Interfacebord sind unter anderem die Kalibrierungssoftware für das ATM und die Orientierung im Raum der endoskopischen Welt. Dieses Bord kommuniziert mit dem Anwenderprogramm, in der die Datenbasis für die Simulation integriert ist. Die Datenbasis enthält alle visuellen und geometrischen Daten, die für die Zystoskopie und die zystoskopischen Eingriffe nötig sind. Sie enthält weiterhin die Information der Kraftvektoren, die zu jeder Position und Aktion des Instruments in der virtuellen Umgebung definiert sind. Die Darstellungsrate beträgt dabei 30 Hz. Die Computereinheit berechnet mit dieser „Refreshmentrate“ die Visualisierung der Vorgänge. Der Vorgang wird über ein SVGA-Signal zum Monitor übertragen.

3.3.2.1.1 *Verwendete Video- und Grafikformate*[THO99A]

Softwareprodukte	Input	Output
SOFTIMAGE	VRML 1, Tiff, Targa, Sgi	VRML 1, Tiff, Targa, Sgi
Adobe PHOTOSHOP	PICT, Tiff, Targa, JPEG	PICT, Tiff, Targa, JPEG
FEMAP	IGS, STL, DXF, IGES, Parasolid	VRML 1
DPS, Adobe Premiere	Video RVB, PAL, Yuv	Tiff, Targa, Sgi

3.3.2.1.2 *Endoskopische Sicht auf dem Monitor*

Die Blasen hintergrundbilder wurden mit der Software „tissue modeller“ (softimage) auf die Innenfläche einer Kugel projiziert. Die Kugel besteht aus einem Netz von Dreiecken, die sich bei Berührung der Resektionsschlinge unter Schneidestrom deformiert (siehe Abb. 23).

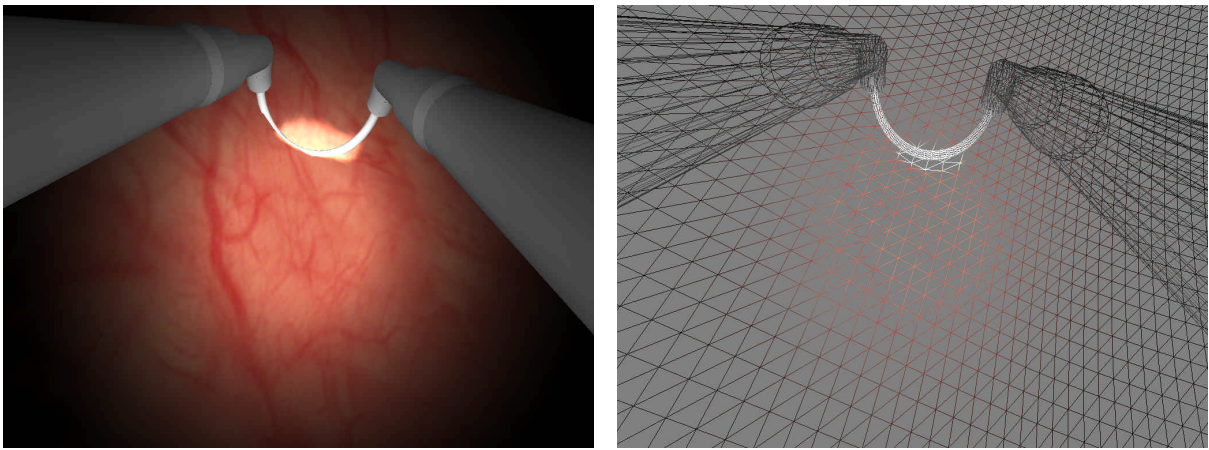


Abb. 23 Die virtuelle Blasenwand. Die Resektionsschlinge sinkt unter Schneidestrom in die Blasenwand ein. Die Dreiecke der Netzstruktur deformieren sich. Die über die Netzstruktur gelegte Blasenwandtextur färbt sich hell.

Das Resektoskop mit einer 30° Optik wurde per 3D-CAD-File in die virtuelle Welt integriert. Korrespondierend mit dem Resektoskopdummy im ATM bewegt sich das virtuelle Resektoskop in einem maximalen Radius von 60°. Somit kann der Anwender bei maximaler Neigung des Resektoskops und einer 30° Optik 90° in jede Richtung sehen.

Die Geometrie der virtuellen Harnblase ist bis auf ihre Größe wie spezifiziert (siehe Abb. 8) realisiert. Die virtuelle Harnblase besitzt einem Durchmesser von 10 cm, anstatt der angeforderten 7,8 cm. In dieser Version des Prototyps wurden die Ostien und die Ureterenleiste auf die Blasenwand eingezeichnet (siehe Abb. 24).

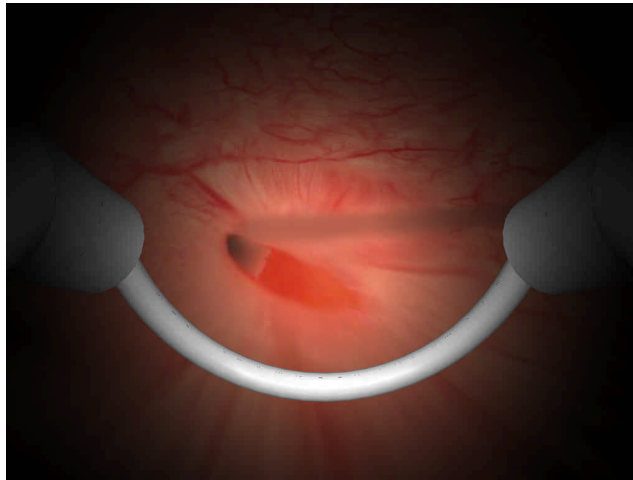


Abb. 24 *Rechtes Ostium mit beginnender Ureterenleiste in der virtuellen Harnblase*

Die Luftblase als drittes Orientierungsmerkmal am Blasendach ist ein dreidimensionales Gebilde, durch welches das Instrument ohne Widerstand geführt werden kann (siehe Abb. 25). Die virtuelle Luftblase kann ihre Lage verändern und wandert immer zum höchsten Punkt innerhalb der virtuellen Harnblase.

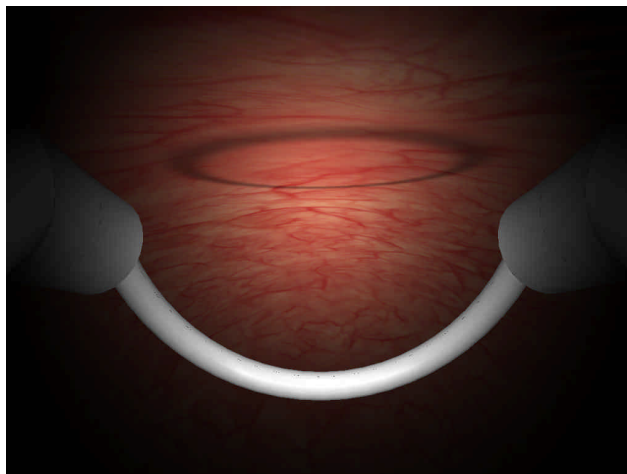


Abb. 25 *Virtuelle Luftblase am Blasendach*

Auf der rechten Seitenwand sind drei flache Tumorareale in die Blasenwandtextur eingearbeitet. Sie heben sich farblich und strukturell vom Normalgewebe ab. Ein Beispiel ist in der Abb. 26 zu sehen.

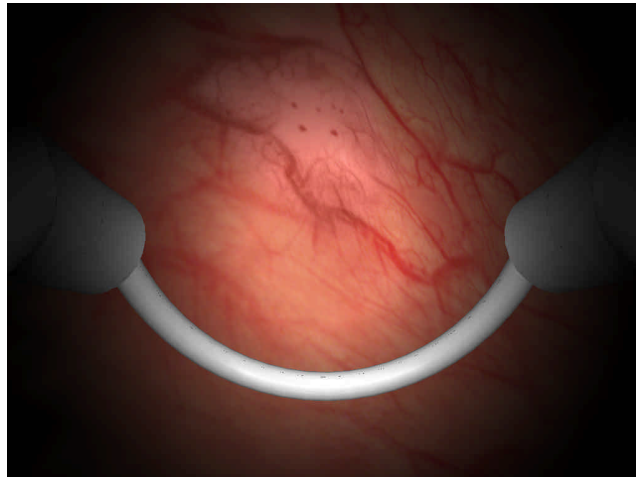


Abb. 26 *Flaches Tumorareal an der rechten Seitenwand in der virtuellen Harnblase*

3.3.2.1.3 Virtuelle zystoskopische Eingriffe

Als zystoskopische Eingriffe sind die Resektion und die Koagulation mit der Resektionsschlinge und den zwei verschiedenen Hochfrequenzmodi realisiert. Das Betätigen des Fußschalters aktiviert den jeweiligen Strom und es ertönt ein Dauerton. Die grafische Realisierung der Koagulation ist die Erhöhung der Lichtintensität an den koagulierten Stellen, so dass diese Stellen weiß erscheinen.

Wird der Schneidestrom aktiviert, so ist eine Resektion an einer beliebigen Stelle der Blasenwand möglich. Die aktivierte Schlinge schneidet ohne Kraftrückwirkung in das Gewebe und hinterlässt eine bleibende Deformation (siehe Abb. 27).

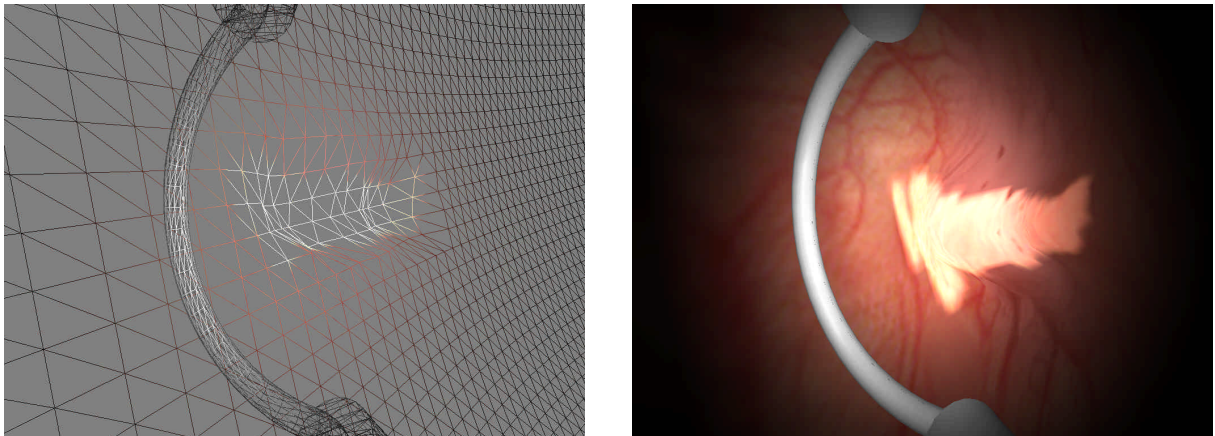


Abb. 27 *Entstandenes Tumorbett nach der virtuellen Resektion*

Gewebe wird dabei nicht abgetragen. Die Resektionsschlinge muss genau geführt werden, da eine auf das Gewebe aufgesetzte aktivierte Resektionsschlinge rasch in die Blasenwand einsinkt und die Blasenwand perforieren kann. Das entstandene Tumorbett hinterlässt den Eindruck, dass Gewebe aus der Blasenwand herausgeschält wurde. Die Tiefe, mit der die Schlinge durch das Gewebe fahren kann, ist nicht nach unten begrenzt. Das heißt, dass auch die nicht stromdurchflossenen Teile der Resektionsschlinge, wie das Seitengestänge, in das Gewebe eindringen können und damit eine Deformation der Harnblase bewirken.

Ein farblicher Balken, der die Tiefe der Resektion anzeigt, kann durch Drücken der Taste P auf der Tastatur ins endoskopische Bild eingespielt werden. Dieser Balken zeigt, wenn der Fußschalter betätigt ist, die aktuelle Resektionstiefe an und bietet somit eine visuelle Hilfe, um das Gefühl der richtigen Resektionstiefe zu entwickeln. Hat der Balken eine blaue Farbe, ist die Resektionstiefe unterhalb 2 mm und damit nicht tief genug für eine spätere Histologiebestimmung des abgeschälten Spans. Der grüne Bereich ist ideal und liegt zwischen 2 und 4 mm. Geht der Balken in gelb über ist Vorsicht geboten. Hier liegt die Resektionstiefe zwischen 4 und 5 mm. Da hinter der Blasenseitenwand und unterhalb des Blasenbodens Fettgewebe liegt, bleibt das Signal größer 4 mm im gelben Bereich. An allen anderen Stellen jedoch folgt bei 5 mm ein roter Balken. Dies zeigt an, dass die Blasenwand im Realen nun perforiert sein könnte.

3.3.2.1.4 *Elastizität der virtuellen Blasenwand*

Wird die Resektionsschlinge, wenn sie an der Blasenwand anstößt, ausgefahren, so entsteht der Eindruck, dass die gesamte Blasenwand zurückweicht (siehe Abb. 28). Sie wird von einer größeren Entfernung aus gesehen. Dies erzeugt den Eindruck einer elastischen Blasenwand.

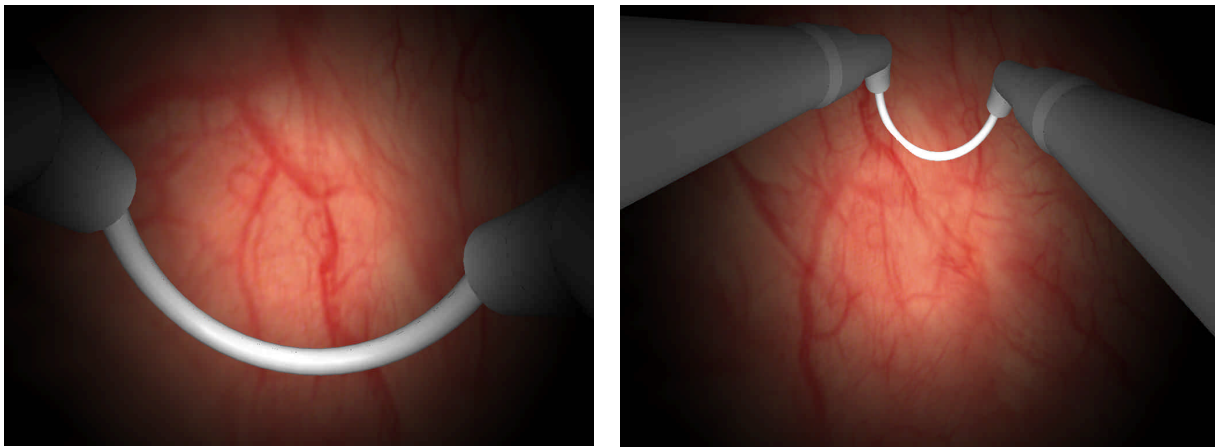


Abb. 28 Die Elastizität der Blasenwand ist grafisch gelöst. Durch das Ausfahren der Schlinge wird die Blasenwand nach hinten verschoben.

3.3.2.1.5 *Monitorbild*

Eine Drehung der CCD Kamera und des Resektoskopdummys im ATM bewirken die entsprechende Veränderung der endoskopischen Sicht auf dem Monitor.

Der Vergrößerungsring am CCD-Kameradummy erreicht eine Vergrößerung der virtuellen Blasenwand um einen Faktor 2. Auf dem ganzen Monitor erscheint das vergrößerte Bild der Blasenwand (siehe Abb. 29).

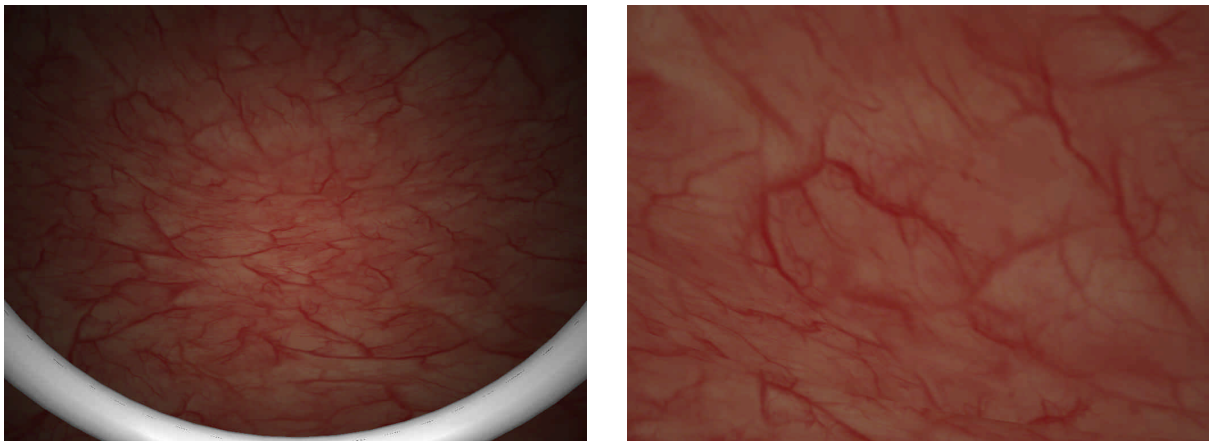


Abb. 29 *Minimale und maximale Vergrößerung der virtuellen Harnblase*

Das Fokusrad an der CCD-Kamera kann das virtuelle Bild scharf und unscharf stellen (siehe Abb. 30). Der Drehpunkt des virtuellen Instruments ist am Blasenauslass.

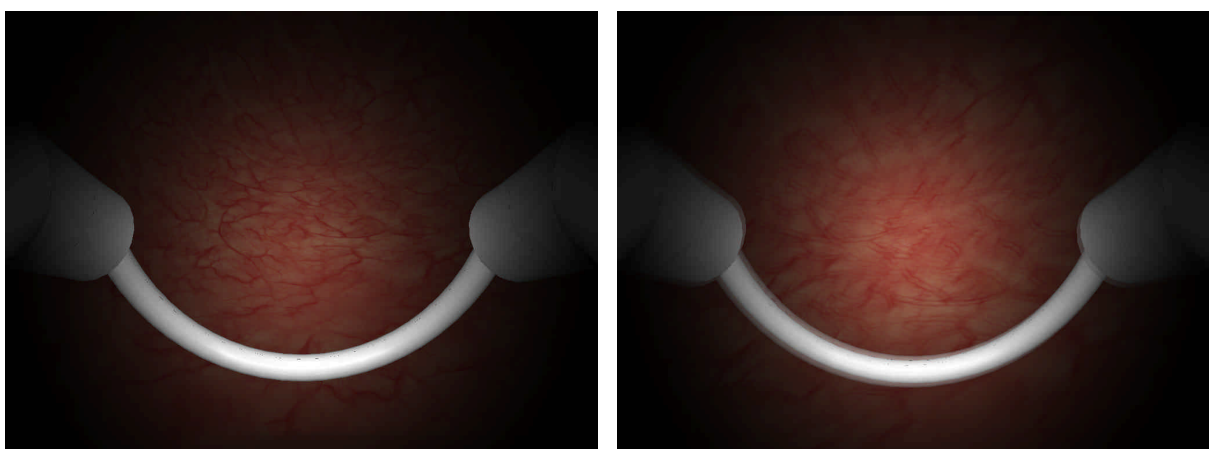


Abb. 30 *Fokussiertes und defokussiertes virtuelles Bild*

3.3.2.1.6 *Kraftrückwirkung*

Eine Kraftrückwirkung ist zu spüren, wenn das Zystoskop in Vorwärtsrichtung die Blasenwand berührt und zurückdrängt. Dabei dringt das virtuelle Resektoskop umso mehr in die Blasenwand, je mehr Kraft in Vorwärtsrichtung aufgewendet wird. Es existiert also keine Kollisionserkennung vom Instrument zur Blasenwand (siehe Abb. 31). Dadurch kann das Zystoskop durch die Blasenwand hindurch gehen und ist sogar auf der Rückseite der virtuellen Blase zu sehen. Die Blasenwand bleibt unverändert und der Anwender spürt keinen Widerstand. In den anderen Freiheitsgraden ist derzeit keine Kraftrückwirkung realisiert.

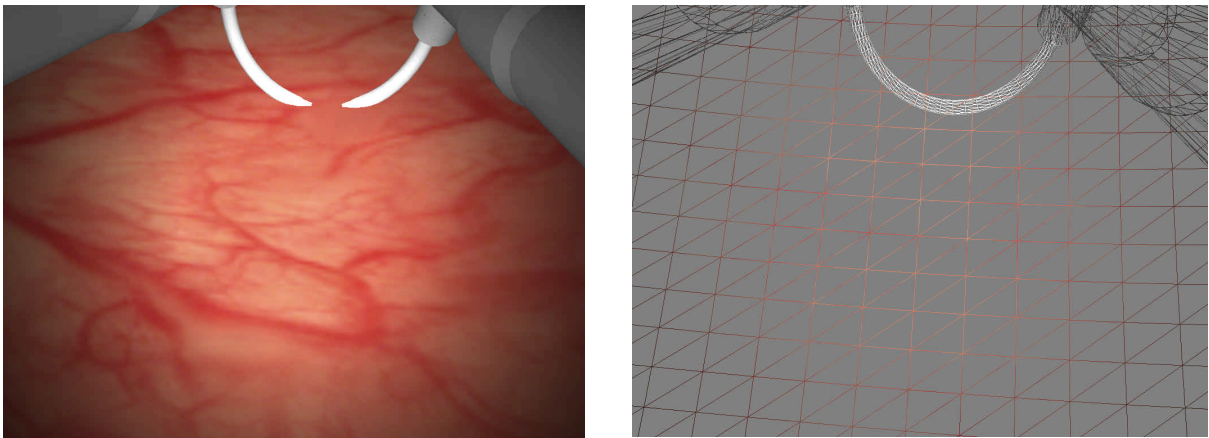


Abb. 31 Nicht aktivierte Resektionsschlinge taucht in die virtuelle Blasenwand ein. Der Anwender spürt keinen Widerstand. Das Gitternetz bleibt im Grundzustand.

3.3.3 Trainingsinhalte des Prototyps

Folgende Fertigkeiten können an diesem Simulator geschult und trainiert werden:

- Vertrautheit mit dem endoskopischen Gerät und seine Anwendung
- Darstellung und Handhabung einer Blasen Spiegelung
- Koordination vom visuellen Eindruck und motorischen Handeln
- Schulung des räumlichen Vorstellungsvermögens
- Orientierung in der Harnblase mit einer 30° Optik
- Inspektion – Entwicklung einer Vorgehensweise (Routine) um in die ganze Harnblase einzusehen
- Resektion an jeder beliebigen Stelle der Harnblase

4 Evaluation des endoskopischen Simulators

Zur Optimierung des entstandenen Simulatorprototyps war eine direkte Zusammenarbeit mit den Programmierern der Simulationssoftware notwendig. Die Hardwarekomponenten, wie das ATM und der Endoskop- bzw. Kameradummy, waren nach den angeforderten Spezifikationen gebaut worden und blieben in der Optimierungsphase unverändert. Nur das ATM wurde um 90° gedreht, sodass das Endoskop anstatt vertikal, horizontal in das ATM eingeführt werden konnte, was einem liegenden Patienten entspräche. In der gesamten Optimierungsphase verbesserte sich der Simulator iterativ von einem Trainingssystem der reinen Diagnose zu einem Trainingssystem der Diagnose und der Therapie.

Auf der Seite der Simulations-Software wurde eine realistischere Resektionsschlinge per 3D-CAD-file in die Simulation integriert und die Orientierung und die Helligkeit korrigiert. Ebenso entstand ein grafischer Eindruck der Elastizität der Blasenwand. Drei realistisch aussehende flache Tumorareale wurden in die Blasenwandtextur eingebunden. Die Möglichkeit überall in der virtuellen Harnblase zu biopsieren, zu reseziieren und zu koagulieren kam hinzu. Hier wurden die unterschiedlichen Eigenschaften des Koagulations- und Schneidestroms berücksichtigt. So deformierte sich die Blasenwand unter Schneidestrom und es färbte sich unter Koagulationsstrom die Oberfläche weißlich. Es wurde ein Signalbalken integriert, der die aktuelle Resektionstiefe farblich auf dem Monitor darstellte.

4.1 Methode zur Bewertung und Optimierung

Zur Bewertung des so optimierten Simulators wurde für den aktiven Test der Simulator in der Höhe aufgebaut, wie es der Operateur vom Operationssaal her gewohnt ist. 20 Urologen, 15 medizinisches Personal und 7 Physiker evaluierten diese Einheit. Als Methode wurden zwei Fragenkataloge entworfen, die während des Testens am Gerät ausgefüllt wurde. Die

Bewertungen und die Optimierungsvorschläge wurden in zwei unterschiedlichen Fragenkataloge festgehalten. Diese sind im Anhang B zu sehen.

Der erste Fragenkatalog (Fragenkatalog A) bezog sich auf die objektive Betrachtung physikalischer Eigenschaften nach den spezifizierten Anforderungen (siehe Kap.3.2.2).

Folgende Eigenschaften der virtuellen Darstellungen sollten hier bewertet werden:

1. Geometrie der Harnblase bzw. der Orientierungsmerkmale, Form und Größe
2. Monitorbild und Orientierung des Zystoskops in der virtuellen Harnblase, Vergrößerung und Fokus
3. Führung des Resektoskops in der virtuellen Harnblase im Vergleich mit der Führung des Zystoskops in der Mechatronikeinheit, Bildausschnitt und Beleuchtungskegel
4. Interaktion des Resektoskops mit der Blasenschleimhaut, Schlingenkontakt, Resektion, Koagulation und auftretende Kräfte
5. Signalbalken für die Eindringtiefe der elektrischen Schlinge
6. Fußschalter und Signalton

Das Ziel des zweiten Fragenkatalogs (Fragenkatalog B) war es, herauszukristallisieren, welche Übereinstimmungen und welche Unterschiede zwischen der virtuellen Zystoskopie und der realen Zystoskopie bestanden. Wie stimmen die optischen und haptischen Impressionen überein? Welches Können kann der Anwender während einer virtuellen Zystoskopie erlernen, das bei einer realen Zystoskopie benötigt wird? Der Fragenkatalog wurde von Urologen der Urologischen Klinik Großhadern, München beantwortet. Hier spielten die Erfahrungen, Erwartungen, Wünsche und die persönliche Meinung eine große Rolle. Veränderungsvorschläge gaben Hinweise auf eine Weiterentwicklung des Prototyps. Um subtilere Unterschiede herauszufinden, wurde mit jedem Operateur Unterschiede und Übereinstimmungen diskutiert und im Fragenkatalog unter Veränderungsvorschläge festgehalten.

Es wurden Fragen zu folgenden Ausgestaltungen gestellt:

1. Geometrie der Harnblase und der Orientierungsmerkmale, Lokalisation, Größe und Form
2. Virtuelle Umgebung - Blasenwand, Ostien, Ureterenleiste und Tumorareal.
3. Zeitliche Verzögerung während der Zystoskopie
4. Führung des Resektoskops, Aussehen der Resektionsschlinge, Optik und Orientierung in der virtuellen Harnblase

5. Interaktion des Resektoskops mit dem Gewebe – Schlingenkontakt mit und ohne Strom, Resektion und Koagulation mit der Resektionsschlinge
6. Auftretende Kräfte bei Führung des Resektoskops innerhalb der Harnblase
7. Signalbalken – Eindringtiefe der Resektionsschlinge in die Blasenwand
8. Beurteilung der gesamten virtuellen Zystoskopie und der Resektion mit der Resektionsschlinge

4.2 Erstellung zweier Fragenkataloge

Die Fragen der Fragenkataloge sind in drei bzw. zwei Kategorien der Bewertungsstufe eingeteilt und können vom Befragten ausgewählt werden, indem er die entsprechende Kategorie ankreuzt. Je nach Fragestellung kann zu groß, zutreffend, zu klein/zu wenig; korrekt/nicht korrekt, vorhanden/nicht vorhanden, realistisch/akzeptabel/nicht realistisch oder möglich/nicht möglich angekreuzt werden. Nach jeder Frage werden zu Optimierungsvorschlägen motiviert, die auf die Weiterentwicklung und Optimierung des Simulators abzielen.

4.3 Statistische Evaluation des Uro-Simulators

Physiker des Laser-Forschungslabors am Klinikum Großhadern beurteilten den Simulator an Hand des Fragenkatalogs A nach physikalischen Kriterien. Größen wurden mit den Anforderungen aus Kapitel 3.2.2 verglichen und wenn möglich sofort in Zusammenarbeit mit den Programmierern der Software korrigiert.

Den Fragenkatalog B füllten 20 Urologen aus. Darunter waren 7 Fachärzte, 7 Ärzte zwischen 3 und 6 Jahren Operationserfahrung und 6 Ärzte, die unter Anleitung zystoskopieren. 5 weitere Fachärzte gaben mündliche Kommentare.

Eine tabellarische Auswertung der Fragenkataloge und dessen Anmerkungen sind im Anhang C zusammengefasst.

Beide Fragenkataloge ergänzten sich insoweit, dass der Fragenkatalog A, der nach den physikalischen Kriterien, meist den Grund aufdeckte, warum im Fragenkatalog B, nach

4. Evaluation des endoskopischen Simulators

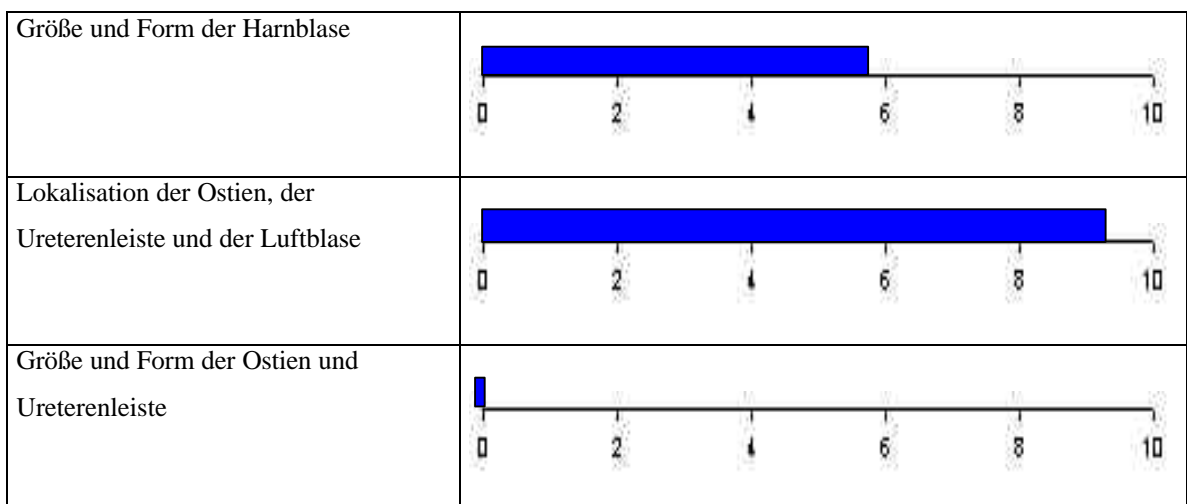
urologischen Kriterien, eine Frage nicht mit realistisch bewertet wurde. Zum Beispiel ist die virtuelle Harnblase um 20% größer, als die Anforderungen es vorgaben. Sie wurde auch subjektiv, im Fragenkatalog B, als zu groß empfunden.

Somit geben die Zahlen aus dem Fragenkatalog B nach urologischen Kriterien Aufschluss über die allgemeine Bewertung und den Realitätsbezug des Simulators [MIS02A].

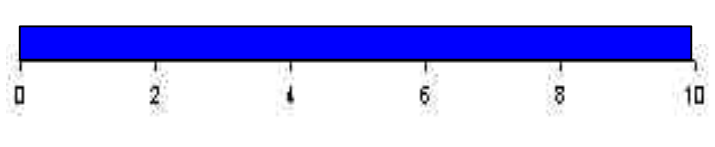
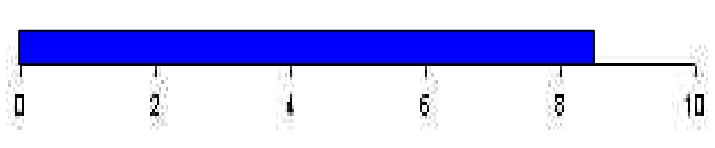
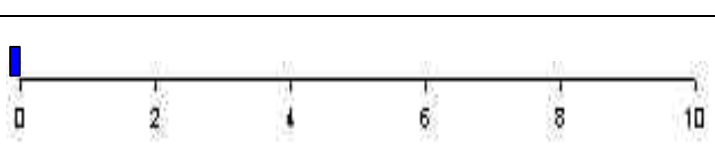
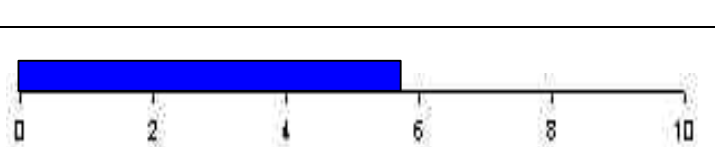
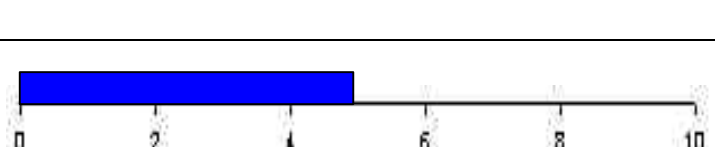
Die Evaluationsergebnisse werden im folgenden grafisch dargestellt. Dabei wurden die Antworten von Fragen eines Themenkomplexes zusammengefasst. Die Punktezahl wurde so errechnet, dass eine angekreuzte Bewertung von realistisch oder zutreffend mit 10 Punkten, akzeptabel oder zuviel/zuwenig mit 5 Punkten und nicht realistisch oder nicht realisiert mit 0 Punkten gewichtet wurde. Die entstandene Punktezahl wurde durch die Anzahl der Antworten geteilt. Somit entstand für jeden Themenkomplex eine Punktezahl zwischen 0 und 10.

Daraus folgt, dass je höher die Punktezahl eines Themenkomplexes ist, umso realistischer und zutreffender wurde sie beurteilt und desto größer ist der Balken in der nachfolgenden Grafik zu sehen.

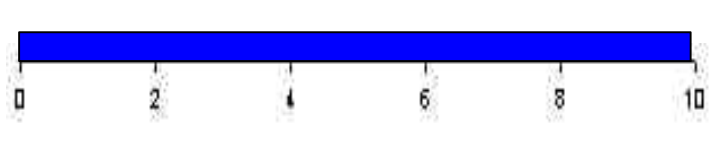
4.3.1 Geometrie



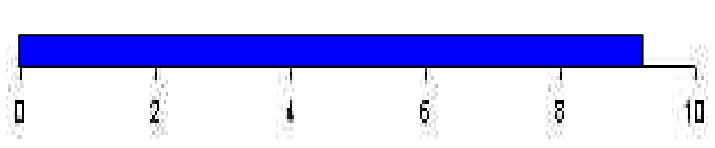
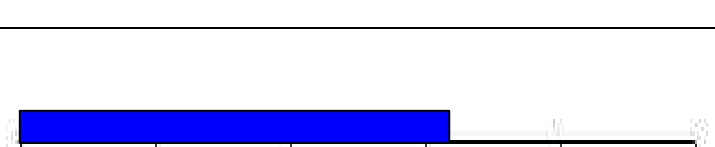
4.3.2 Virtuelle Umgebung

Farbe und Vaskularisierung der Blasenwand	
Details der Blasenwand beim Herankommen mit dem Endoskop	
Farbe und Aussehen der Ostien und der Ureterenleiste	
Funktion, Verschiebbarkeit und Aussehen der Luftblase	
Farbe, Details, Form und Größe der flachen Tumoreareale	

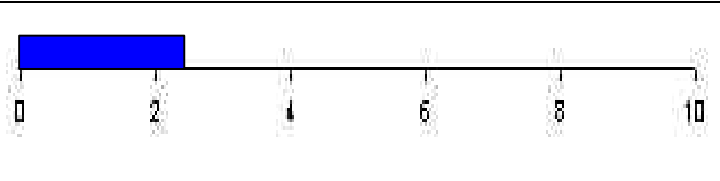
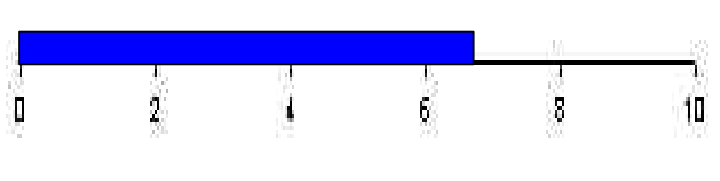
4.3.3 Zeitliche Verzögerung

Zeitliche Verzögerung	
-----------------------	--

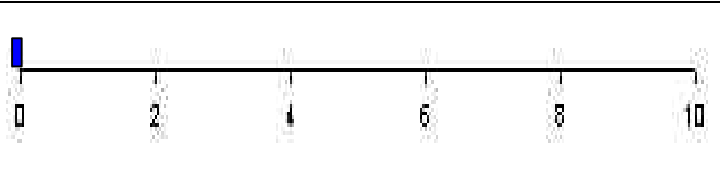
4.3.4 Resektoskop

Maximale 60° Neigung des Resektoskops zum Blasendach, zu den Seiten und zum Blasenboden	
Allgemeines Aussehen der Resektionsschlinge Eingezogene Resektionsschlinge Maximal ausgefahrene Resektionsschlinge	

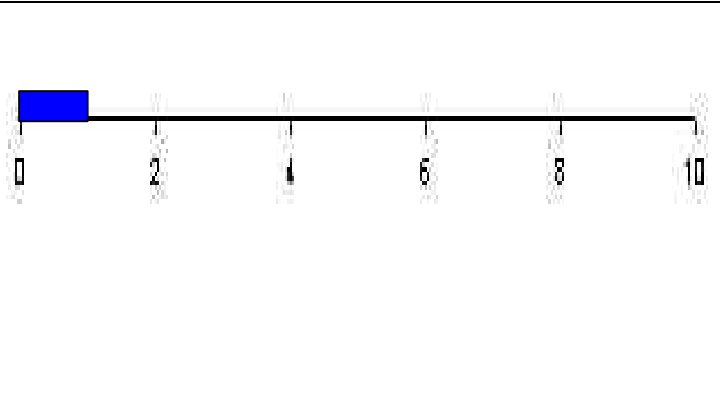
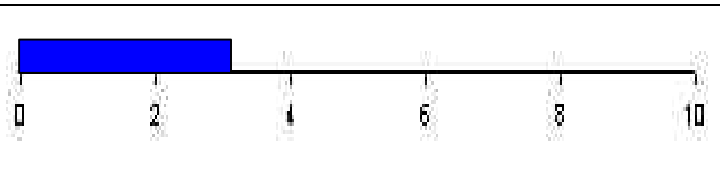
4. Evaluation des endoskopischen Simulators

Allgemeine Orientierung in der Harnblase mit der 30° Optik	 <p>A horizontal bar chart with a scale from 0 to 10. The bar is blue and extends to the value 2.5.</p>
Feinauflösung der Optik beim Herannahen an die Blasenwand	 <p>A horizontal bar chart with a scale from 0 to 10. The bar is blue and extends to the value 6.5.</p>

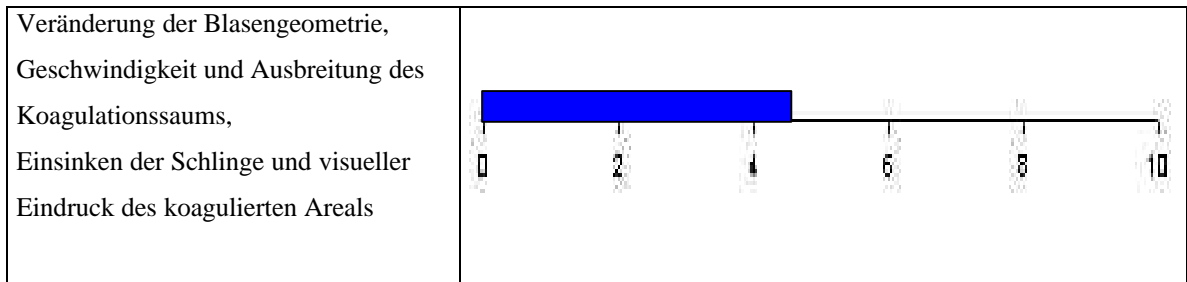
4.3.5 Schlingenkontakt ohne Strom

Sichtbarer und fühlbarer Kontakt der Resektionsschlinge mit der Blasenwand Elastizität der Blasenwand	 <p>A horizontal bar chart with a scale from 0 to 10. The bar is blue and extends to the value 0.5.</p>
--	---

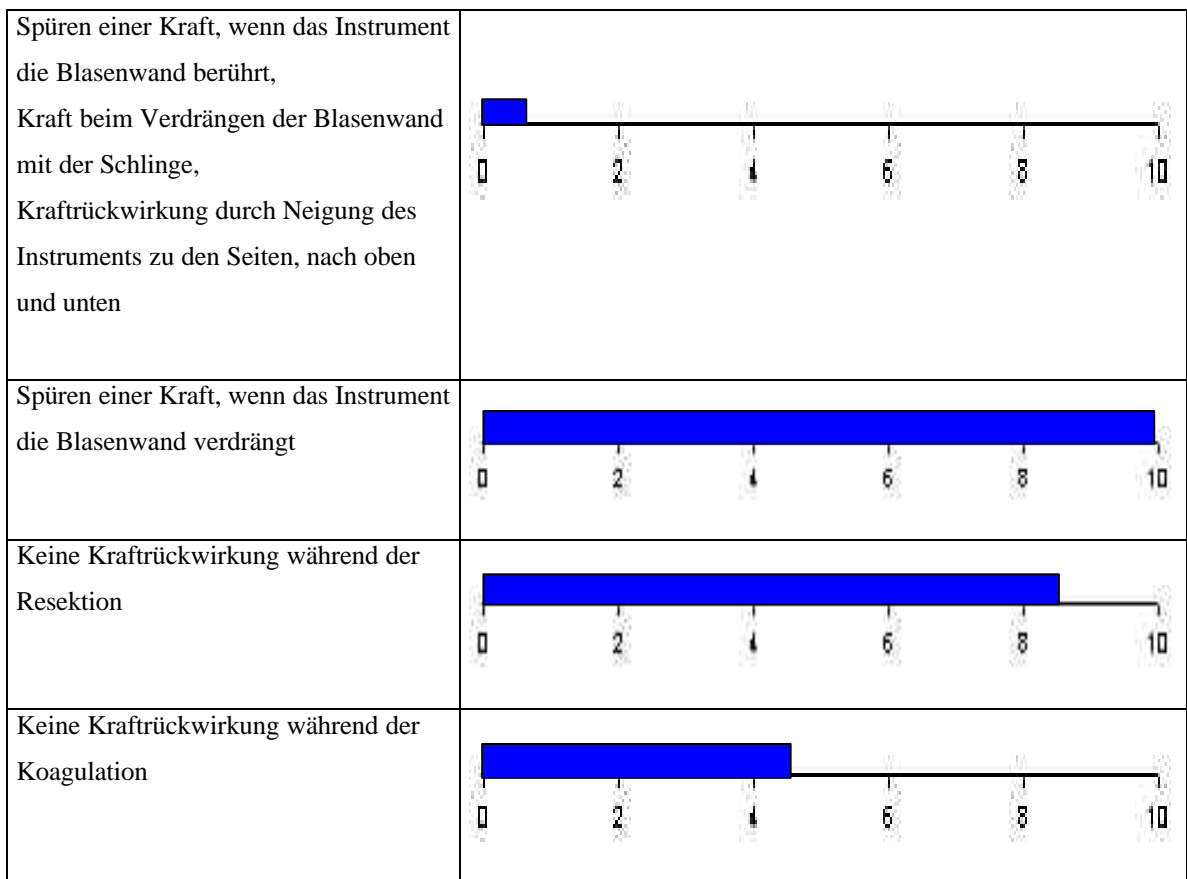
4.3.6 Schlingenkontakt unter Schneidestrom

Veränderung der Blasengeometrie nach Resektion, Vergleich Tiefe: Resektion und Schlinge, Resektion von reseziertem Gebiet, Perforation und Gewebereaktion auf Resektion Aussehen des resezierten Gebiets	 <p>A horizontal bar chart with a scale from 0 to 10. The bar is blue and extends to the value 1.0.</p>
Geschwindigkeit und Ausbreitung des Koagulationssaums, Einsinken der Schlinge	 <p>A horizontal bar chart with a scale from 0 to 10. The bar is blue and extends to the value 3.0.</p>

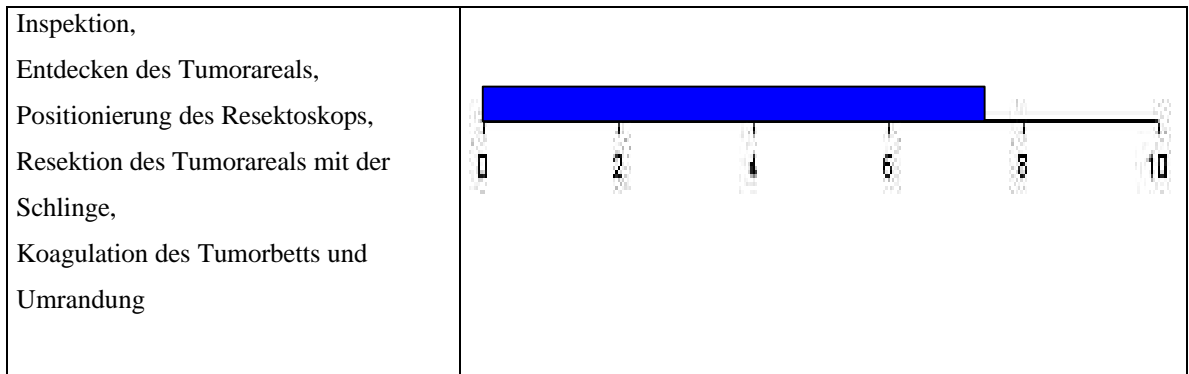
4.3.7 Schlingenkontakt unter Koagulationsstrom



4.3.8 Rückstellkraft



4.3.9 Bewertung der einzelnen Schritte einer virtuellen Zystoskopie mit Resektion



5 Diskussion und Ausblick

5.1 Der Uro-Simulator im Vergleich zu anderen endoskopischen Simulatoren

Damit die Simulation in Quasi-Echtzeit ablaufen kann wird zur Zeit noch aufgrund zu großer Datenmengen bei allen Simulatoren ähnliche Abstriche in bezug auf die Darstellungen der Organe, ihrer Verformungen, Reaktionen, Rückkopplungen des Tastsinns und der auftretenden Kräfte gemacht. Da aber die Rechenleistungen der PCs stetig steigt, nähern sich auch die Simulationen einer realistischeren Operationssituation.

Ein empirischer Vergleich des Uro-Simulators mit anderen Simulatoren, die im Kapitel 2.4 beschrieben sind, ist nicht möglich. Jedoch besitzt der Uro-Simulator einen einfacheren Aufbau als die meisten auf der virtuellen Realität basierenden Simulatoren. Dadurch braucht der Uro-Simulator weniger Rechenleistung und kann somit eine realistischeren Operationssituation darstellen. Ein laparoskopischer Simulator hat zumeist zwei Arbeitsinstrumente und ein Endoskop mit aufgesetzter Kamera. Somit sind die Positionen von mindestens drei Instrumenten in bezug auf den Operationshintergrund und ihre Kollisionen untereinander zu berechnen. Hinzu kommt die Darstellung eines meist komplexen Operationshintergrunds. Beim Zystoskopiesimulator ist das Arbeitsinstrument mit dem Endoskop kombiniert, was bedeutet, dass seine Position den Bildausschnitt und somit das endoskopische Bild bestimmt. Dies reduziert die Freiheitsgrade für die Simulation und die nötige Rechenleistung. Der Operationshintergrund wird aus einem Organ, der Harnblase gebildet. Somit hat der Uro-Simulator mehr Möglichkeiten, eine realistischeren Darstellung in Quasi-Echtzeit zu simulieren als Simulatoren mit mehreren Instrumenten und einem komplexeren Operationshintergrund, wie z.B. die Nachbildung des gesamten Bauchsitus bei laparoskopischen Operationen.

Wie aus der Evaluation des entstandenen Uro-Simulators hervorgeht, ist der virtuelle Operationshintergrund kaum von einem realen zu unterscheiden.

Auch gibt es derzeit keinen vergleichbaren Prototypen, der ein so miniaturisiertes Mensch-Maschine-Interface aufweist und der die Instrumente im ATM so präzise und stufenlos bewegt.

5.2 Vergleiche von Studien zur Anwendung von Trainingssimulatoren

5.2.1 Studie mit dem LTS 2000

An der Universitätsfrauenklinik in Kiel wurde an dem laparoskopischen Trainingssimulator 2000 (LTS 2000) eine Studie durchgeführt, um die Hypothese zu bestätigen, dass das Training mit einem realistischen laparoskopischen Trainingssimulator die laparoskopischen Fähigkeiten verbessert.

Der Simulator selbst verfügt über eine widerstandsfähige Struktur, welche die Bauchwand simuliert, und eine flexible Bodenmatte mit verschiedenen Übungsmodellen. Es wurden 11 Übungen konzipiert, die die Hand-Auge-Koordination und die Manipulation an dreidimensionalen Objekten unter zweidimensionaler Sicht objektiv vor und nach dem Training beurteilten. 50 Personen mit unterschiedlichem Können und Vorerfahrungen trainierten Kreisbewegungen, Tubensondierungen, Roeder-Knoten, intrakorporales Nähen und Knoten. Für jede Einzelübung wurden, abhängig von der Schnelligkeit der durchgeführten Aufgabe, Punkte vergeben.

Als Ergebnis konnte festgehalten werden, dass unabhängig von vorhergehenden Erfahrungen und Kenntnisstand, mit dem Training am LTS 2000 bei allen Beteiligten eine signifikante Verbesserung, in allen laparoskopischen Fertigkeiten stattfand.

5.2.2 Studien mit dem MIST-VR

Eine weitere Vergleichsstudie wurde an dem virtuellen Trainingssimulator MIST-VR (minimally invasive surgical trainer-virtually reality) von der Yale University, School of Medicine, CT, USA durchgeführt. Es wurde ein intrakorporaler Knoten trainiert und die Zeit für die Ausführung dieser Aufgabe gemessen. Das Ergebnis dieser Studie war, dass MIST-VR ein wichtiger Teil des Trainings laparoskopischer Fähigkeiten darstellt und mit ihm eine objektive Bewertung der Fähigkeiten möglich ist.

Eine andere Studie im Karolinska Hospital, Stockholm, Schweden mit dem MIST-VR zeigte für die Fähigkeit, einen intrakorporalen Knoten an einem Tier durchzuführen, keinen signifikanten Unterschied zwischen Studenten mit preoperativem MIST-VR Training und Studenten, die noch in keiner Form ein preoperatives Training absolviert hatten.

5.2.3 Vorläufige Studie am Uro-Simulator

Ca. 20 Urologen, 15 Personen des medizinischen OP-Personals und ca. 7 fachfremde Personen trainierten am Uro-Simulator die Inspektion und die Resektion der drei vorhandenen Tumoreareale. Es zeigte sich, dass erfahrene Urologen in der virtuellen Harnblase genauso souverän resezierten wie in einer realen Harnblase. Medizinisches OP-Personal, welches keine eigenen Erfahrungen im Resezieren hatten, verbesserte sich mit Übung zusehends. Nach anfänglicher Orientierungslosigkeit konnten sie nach ca. einer Stunde die gesamte virtuelle Harnblase inspizieren und die Tumore resezieren. Fachfremde Personen konnten nach ca. ein bis zwei Stunden Training einen Tumor resezieren. Hierbei war ein Unterschied, ob der Anwender unter Anleitung oder allein übte. Bei fachgerechter Anleitung konnte die Trainingszeit auf ein Viertel gekürzt werden. Aus Zeitgründen konnte keine genauere Studie durchgeführt werden. Sie ist aber in der weiteren Entwicklungsphase geplant. Hier soll zum einen der beobachtete Realitätsbezug des entstandenen Uro-Simulators und zum anderen eine

Lernkurve aufgezeigt werden. Urologen mit unterschiedlicher fachlicher Erfahrung wird die Aufgabe gestellt werden, in der virtuellen Harnblase drei flache Tumorareale aufzufinden und diese vollständig zu resezierieren. Dabei wird die Zeit gemessen. Bei großer Übereinstimmung des Uro-Simulators mit der Realität ist zu erwarten, dass das Ergebnis folgendermaßen sein wird: Je mehr fachliche Erfahrung vorhanden ist, desto schneller und präziser wird die Aufgabe ausgeführt werden können.

Mit der Studie soll weiterhin aufgezeigt werden, dass durch ein Üben am Uro-Simulator ein Trainingseffekt stattfindet. Die Fähigkeiten, die für eine Zystoskopie und für zystoskopische Eingriffe notwendig sind, sollten hier eigenständig erlernt und verbessert werden können.

5.2.4 Vergleich

Es wurden zwei Studien mit laparoskopischen Trainingssimulatoren zum Vergleich ausgewählt, die kontroverse Ergebnisse ihrer Untersuchungen vorweisen. Ein Training am LTS 2000 führte zu einer signifikanten Verbesserung der laparoskopischen Fähigkeiten, während in der Studie mit dem MIST-VR kein Unterschied zwischen Studenten mit und ohne preoperatives Training am Simulator festzustellen war. Bei dem LTS 2000 handelt es sich um ein mechanisches Modell, während der MIST-VR auf einer virtuellen Realität basiert.

Aus den Beschreibungen der beiden Studien ist nicht ersichtlich, wie viel Trainingszeit an dem jeweiligen Simulator verbracht wurde.

Die Studien weisen darauf hin, dass es nicht gesichert zu sein scheint, dass mit dem Üben an einem Trainingssimulator ein Trainingseffekt stattfindet. Die vorläufige Studie am Uro-Simulator zeigte zwar, dass die Lernkurve bei Anwendern, die zum ersten Mal „operierten“ sehr steil anstieg, sollte aber in einer weiteren Studie bewiesen werden.

5.3 Diskussion der Vorgehensweise bei der Entwicklung des Prototyps

5.3.1 Anforderungen an die Hard- und Software

Die beschriebenen Anforderungen für das Mensch-Maschine-Interface reichten zum größten Teil aus, damit die Mechatronikeinheit entwickelt werden konnte. Eine detailliertere Beschreibung der auftretenden Kräfte zu jedem Freiheitsgrad wäre sinnvoll gewesen, damit auch im fünften Freiheitsgrad, dem Ein- und Ausfahren der Resektionsschlinge bei fixiertem Resektoskop, eine Kraft hätte realisiert werden können.

Aus den Anforderungen für die Software entstand ein Operationshintergrund, der einer gut gefüllten, realitätsnahen Harnblase entsprach. Es konnte eine Inspektion in allen Bereichen der Harnblase unter Berücksichtigung der Instrumentenführung und der Orientierung im Raum stattfinden. Auch der Handlungsablauf der virtuellen Resektion stimmte mit der Realität überein. Anhand der Resektion aber ist zu sehen, dass zusätzlich zum Handlungsablauf auch ein detailliertes „Drehbuch“ für die Gewebsreaktionen erforderlich ist. Die Gewebsreaktionen und die Interaktion des Instruments mit der Blasenwand sollte in jedem Handlungsschritt in Einzelbildern festgehalten und in einem Drehbuch für die Umsetzung in die virtuelle Realität beschrieben werden. Aus dieser Beschreibung können dann Algorithmen entwickelt werden, welche Blutungen und Veränderung des Gewebes durch Blasen, Rauch und Verfärbungen in der Simulation nachbilden. Zur Zeit sind die Reaktionen des Gewebes wie die Koagulation der Blasenwand und die Elastizität der Blasenwand grafisch gelöst.

Es ist zu überlegen, ob z.B. in vitro das Elastizitätsverhalten der Blasenwand an Schweineblasen erarbeitet werden sollte, damit die so gemessenen Parameter für eine „dynamische Geometrie“ in die Simulation (siehe Kap. 5.5.1) mit einbezogen werden können.

5.3.2 Generierung der Bilddatenbank

Ein unverzerrtes Abscannen der Blasenwand bei einer vollentfalteten Harnblase mit dem Endoskop war nur von der Blasen hinterwand und von Teilen der angrenzenden Seitenwände möglich. Da aber die Gefäßtextur keinen Unterschied zwischen Blasen hinterwand, Blasen seitenwand, Blasen dach und Blasen boden aufzeigt, wie aus der Analyse der 350 aufgezeichneten Zystoskopien zu sehen war, erwies es sich als ausreichend, diesen Teil der Blasen wand zu verwenden, um die gesamte Harnblase zu generieren.

Da ein Strukturerkennungsprogramm für die Generierung des Operations hintergrunds verwendet wurde, konnten nur Daten von einer gesunden Blasen schleimhaut mit sehr klar sichtbaren Gefäßtexturen verwendet werden. Dies stimmt mit der Realität nicht überein. Deshalb sind die Bilder, die den Operations hintergrund bilden, manuell veränderbar. Auf den simulierten Blasen hintergrund können einzelne Stellen durch eine andere Gefäßtextur ersetzt werden und somit verschiedene pathologische Veränderungen integriert werden.

Dreidimensionale exophytische Tumore lassen sich in einem zweidimensionalen Blasen hintergrund nicht darstellen. Dazu wäre eine Simulation der 3D-Darstellung sowohl bei den gewünschten pathologischen Bildern aus der Bilddatenbank als auch beim Endoskop nötig. Wegen dieser fehlenden 3D-Darstellung ist auch generell die Orientierung innerhalb der virtuellen Harnblase erschwert, da im Gegensatz zum echten Endoskop keine Projektion der 3D-Darstellung auf eine 2D-Darstellungsfläche stattfindet.

5.4 Diskussion der Evaluationsstudie des Uro-Simulators

5.4.1 Das ATM

Da das ATM die Position des Resektoskopdummys mit einer Genauigkeit von $0,07^\circ$ an die virtuelle Welt weiterleitet, stimmen die Bewegungen des Instruments im ATM und die endoskopische Sicht der Bewegungen des virtuellen Instruments am Monitor überein. Im Realen ist der Blasen auslass der Drehpunkt des Endoskops. Daraus folgt, dass an dieser Stelle das Instrument einen Spielraum von ca. 5 mm hat. Die präzise Führung des Resektoskopdummys im ATM aber lässt keinen Spielraum am Drehpunkt zu. In der

Evaluation wurde dieser Unterschied nicht bemerkt. Eine Erklärung könnte sein, dass sich im Realen die Harnröhre so eng um den Schaft des Instruments schließt, dass sie eine Führung des Endoskops bedingt, die nun durch die präzise Führung im ATM gegeben ist.

Ansonsten verläuft die Instrumentenführung stufenlos und reibungsfrei im miniaturisierten ATM und zeichnet sich somit im Vergleich mit anderen Simulatoren aus.

5.4.2 Geometrie und virtuelle Umgebung

Einige Verzerrungen der virtuellen Blasen hinterwand entstanden durch die verwendete Zylindergeometrie für den Aufbau der Harnblase. Sie wurden nur unter sehr genauen Beobachtungen registriert und waren für die endoskopische Sicht nicht störend. Grundsätzlich ist die verwendete vereinfachte Geometrie für das Schulen von zystoskopischen Eingriffen, wie die Resektion mit der Resektionsschlinge und die Koagulation mittels Laser durchaus ausreichend.

Es zeigte sich aber, dass ein Bedarf besteht, verschiedene Füllungszustände in der Simulation zur Verfügung zu haben. Einerseits wird die Inspektion und einige zystoskopische Eingriffe in unterschiedlichen Füllungszuständen durchgeführt, und andererseits erfordert es Können, den richtigen Füllungszustand zu finden und während der Operation beizubehalten. Dies bedarf aufgrund der veränderlichen Gewebsparameter, wie z.B. Elastizitäts- und Deformationsverhalten, differenziertere Reaktionen der Blasenwand auf die Interaktion mit dem Instrument als bisher verwirklicht wurden. Der Operationshintergrund müsste dazu dynamischer aufgebaut werden. Eine Möglichkeit, dies zu realisieren ist in den Anforderungen an eine weiterführende Optimierung (Kap. 5.5.1.1) beschrieben. Auch die Gestaltung einer realistisch wirkenden Ureterenleiste kann nur geometrisch gelöst werden (siehe Kap.5.5.2.2).

Trotz sehr guter Bewertung war es ein Nachteil, dass zur Bildung des gesamten Blasen hintergrunds nur einige wenige Blasen hintergrundbilder für den Simulations hintergrund eingearbeitet wurden und somit die Blasen wand, ähnlich einer Tapete, ein immer wiederholendes Muster zeigte. Dadurch wies die virtuelle Blasen wand zu gleichmäßige Strukturen auf, was u.a. die Orientierung innerhalb der virtuellen Harnblase erschwerte. Es ist zu überlegen eine größere Variation von Gefäßtexturen zur Bildung des Blasen hintergrunds

zuzulassen. Aufbauend auf diesen Hintergrund können dann unterschiedliche Tumore, Dysplasien, Narben und Ödeme, wiederum aus realen Daten, eingearbeitet werden. Die Bewertung des eingezeichneten Ostiums zeigt, dass das realistische Aussehen des Operationsfeldes von großer Bedeutung ist. Der Realitätsbezug ist ein Anreiz, detailliert und präzise zu arbeiten und damit seine Fähigkeiten zu trainieren.

5.4.3 Echtzeitdarstellung

Außer bei sehr schnellen Bewegungen wie einem schnellen Ein- und Ausfahren der Resektionsschlinge ist keine signifikante zeitliche Verzögerung zu bemerken. Ein schnelles Ein- und Ausfahren wird aber nur ausgeführt, wenn ein Resektionsspan an der Resektionsschlinge hängen bleibt und der Operateur ihn durch diese Bewegung lösen möchte. Es hat also keine Relevanz für die Durchführung der Zystoskopie.

5.4.4 Resektoskop

Da eine Resektionsschlinge für laparoskopische Anwendungen spezifiziert und per 3D-CAD-File in die virtuelle Welt integriert wurde, stimmten die Dimensionen mit den in der Urologie verwendeten Resektionsschlingen nicht überein. Sie war insgesamt zu dick. Die Integration eines richtigen 3D-CAD-Files für die Resektionsschlinge wird das Aussehen der virtuellen Resektionsschlinge realistisch erscheinen lassen und erfordert keine zusätzliche Veränderung des Operationsfeldes.

Der Halbbogen der ausgefahrenen Schlinge verminderte sich während des Einfahrens zu einem Viertelbogen, was trotz der Perspektive der verwendeten, nach unten abgelenkten 30°-Optik mit der Realität nicht übereinstimmt. Unter Sicht einer 30°-Optik verändert sich die Perspektive auf den Halbbogen insoweit, dass sich das Verhältnis zwischen Breite und Höhe des Schlingenbogens ändert. Der Halbbogen aber bleibt immer zu sehen.

5.4.5 Interaktion der Resektionsschlinge mit der Blasenwand

Die Reaktion der Blasenwand auf die Resektionsschlinge ohne und mit Schneide- bzw. Koagulationsstrom war nur ansatzweise realisiert. Es wurde unterschieden zwischen der Interaktion der Resektionsschlinge mit der Blasenwand a.) ohne Strom und b.) mit Schneide- bzw. Koagulationsstrom.

a.) Interaktion der Resektionsschlinge mit der Blasenwand ohne Strom.

Bei Kontakt der Resektionsschlinge mit der Blasenwand verschwand die Resektionsschlinge ohne Widerstand in der Blasenwand. Hier ist es unumstößlich, eine „rigid-rigid body interaction“ oder Kollisionserkennung zu simulieren. Das Instrument und die Blasenwand sind zueinander nicht durchlässig. Das Instrument darf nicht in der Blasenwand verschwinden oder sogar durch sie hindurch wandern können.

Aufgrund der Zweidimensionalität des Monitorbildes war nicht abzuschätzen, wie weit die Resektionsschlinge generell von der Blasenwand entfernt war. Grafisch zu realisierende Möglichkeiten, diese Abschätzung trotz Zweidimensionalität herstellen zu können, wären eine Implementierung von Schatten und Einmuldung der berührten Stelle (siehe auch Kap. 5.5.3.2).

Die Elastizität war nur grafisch realisiert, so dass, wenn die Resektionsschlinge gegen die Blasenwand drückte, die Blasenwand zurücksprang und die Wand aus einer größeren Entfernung zu sehen war. Auch hier bedarf es einer Weiterentwicklung, indem Elastizitätsparameter in die Simulation integriert werden.

b.) Interaktion der Resektionsschlinge mit der Blasenwand unter Schneidestrom bzw. Koagulationsstrom.

Saß die Resektionsschlinge unter Schneidestrom auf dem Gewebe, so sank sie, wie in der Realität auch, ein und hinterließ einen kreisförmig sich ausbreitenden Koagulationssaum. Die Schlinge konnte unter Schneidestrom durch das Gewebe gezogen werden, ohne dass eine Kraft zu spüren war. Es ist zu überlegen, eine sehr kleine Kraft zu realisieren, um dadurch ein taktiles Gefühl zu geben, welches fehlende visuelle Eindrücke kompensiert und dadurch den gesamten Eingriff gegenständlicher gestaltet.

Das virtuell entstandene Tumorbett sah circa 2 bis 4 mal tiefer aus, als die Resektionsschlinge tatsächlich eingetaucht war. Dies ließ eine nochmalige Resektion der resezierten Stelle nicht zu.

Bei einem Schnitt unter Schneidestrom in der Blasenwand ist zum Teil die Schnittfläche zu sehen (siehe Abb. 18). Dabei tritt Blut aus vereinzelt offenen Gefäßen aus. In der Simulation war die Schnittstelle durch die Erhöhung der Lichtintensität schon weißlich verfärbt, obwohl noch keine Koagulation des Schnittes erfolgte.

In der virtuellen Welt reagierte das Gewebe nicht mit Begleiterscheinungen, wie den Abtrag von Gewebe (Resektionsspäne), Blasenbildung und Verschlechterung der Sicht durch entstandene Blutungen.

Da zur Schulung zystoskopischer Eingriffe überwiegend das Reagieren auf die auftretenden Begleiterscheinungen und Komplikationen gehört, ist es unabdingbar, diese zu integrieren.

5.4.6 Rückstellkraft

Da jedes Mal eine Kraft zu spüren ist, wenn das virtuelle Instrument an die virtuelle Blasenwand stößt oder sie verdrängt, sollten, in allen Freiheitsgraden eine Krafrückwirkung vorhanden sein.

Obwohl die während einer Zystoskopie in der Realität auftretenden Kräfte (< 20 Newton) sehr gering sind, bestimmen sie maßgeblich das haptische Gefühl des Operators. Das taktile Fühlen der Kräfte wird benötigt, um die fehlende dreidimensionale Information bei einem zweidimensional wiedergegebenen Monitorbild zu kompensieren. Es war nicht festzustellen, ob die Resektionsschlinge die Blasenwand berührte oder noch einige Millimeter davon entfernt war. Die schon realisierte Krafrückwirkung in Vorwärtsrichtung des gesamten Instruments ist ein Anfang für eine Interaktion zwischen Instrument und Blasenwand. Sie reicht aber noch nicht aus.

5.4.7 Durchführung einer virtuellen Zystoskopie und der Resektion von Tumorarealen

Zwar ist die Durchführung einer virtuellen Zystoskopie und die Resektion überall innerhalb der Blase realisiert, aber das Reagieren der Blasenwand auf die Aktionen des Instruments ist nur ansatzweise realisiert. Es fehlen, wie schon erwähnt, alle Begleiterscheinungen der Resektion wie Blutungen, Schaum, Bläschen, Rauch, Verfärbungen, Resektionsspäne,

Gewebefetzen und Verfärbung an der Resektionsschlinge. Blutungen, die eine schnelle und massive Trübung der Sicht bewirken können, sind eine häufige Komplikation. Sie sollte auf alle Fälle simuliert werden.

Die Möglichkeit einer Zystoskopie unter Fluoreszenzanregung wäre von Vorteil, da mit der Fluoreszenzdiagnose sich die Rezidivrate um nahezu 50% senken lässt [SCH97].

Allgemein fällt auf, dass ein Handlungsablauf mehr gewichtet wurde als ein Aussehen. Eine Situation wurde als akzeptabel bewertet, wenn trotz eines unrealistischen Aussehens die Handlung durchführbar war.

5.5 Anforderungen an eine weiterführende Optimierung des Uro-Simulators

Aus den Ergebnissen und Veränderungsvorschlägen der finalen klinischen Evaluierung formten sich Ansätze zur Optimierung und Weiterentwicklung des urologischen Simulators. Ziel ist es, ein Produkt zu entwickeln, welches eine Routine-Zystoskopie mit unterschiedlich therapeutischen Maßnahmen und die Handhabung der dabei möglichen Komplikationen schult.

5.5.1 Geometrie

5.5.1.1 Füllungszustände der Blase

Es erfordert eine große Geschicklichkeit, den richtigen Füllungszustand der Harnblase für eine Resektion zu halten. Der Zu- und Ablauf muss ständig kontrolliert werden. Im allgemeinen wird bei einem 50%igen bis 75%igen Füllungszustand der Harnblase reseziert. Die Blasenschleimhaut ist je nach Füllungsgrad mehr oder weniger stark gefaltet und verdickt (siehe Abb. 12 und Abb. 32). Eine Resektion wird deshalb in dem größtmöglich entspannten Zustand, aber mit einer faltenfreien Blasenschleimhaut durchgeführt.

Optimal wäre in der Simulation eine dynamische Geometrie. Zwei Ventile bestimmen den Zu- und Ablauf und damit den Füllungsgrad der virtuellen Harnblase. Im leeren Zustand berührt das Blasendach den Blasenboden. Außer an der Stelle des Trigonums ist die Blasenwand überall in Falten gelegt. Während des Füllens entfernt sich das Blasendach vom Blasenboden, die Falten ebnen sich und die Harnblase geht in eine quadratische Form über. Erst wenn die Harnblase zu 75% gefüllt ist, entsteht eine quasi runde Form (siehe CT-Bilder in Abb. 6).

Eine technische Realisierung zu einer dynamischen Geometrie könnte folgende Möglichkeit sein: Da die virtuelle Blasenwand auf einer Netzstruktur aufliegt (siehe Abb. 23, Abb. 27, Abb. 31), könnten die Verbindungen der Knotenpunkte mit Federn ausgestattet sein. Im Trigonumbereich sind diese Federn starr. Im übrigen Bereich sind die Verbindungen elastisch. Das Füllen und Entleeren der Harnblase dehnt und kontrahiert die Federn. Die Form und das Volumen der Harnblase ändern sich. Um dem hydrostatischen Druck und der Schwerkraft

gerecht zu werden, sind die Federn am Blasenboden elastischer als in der übrigen Blasenwand.

5.5.1.2 Unterschiedliche Dicke der Blasenwand

Eine Orientierung, wie dick die Blasenwand des Patienten ist und wie tief reseziert werden darf, ist von vielen Faktoren, wie Alter, Anamnese und Geschlecht, abhängig. An manchen Stellen, wie an der Blasen hinterwand und dem Blasendach, ist die Blasenwand nicht, wie an den Seiten und am Blasenboden, von einer dickeren Fettschicht umgeben. Deshalb wäre es optimal, die verschiedenen Schichten, aus denen die Blasenwand zusammengesetzt ist, zu simulieren. Damit gäbe man dem Anwender eine Möglichkeit, die Tiefe unter anderem auch nach Sichtkriterien bestimmen zu können.

Abb. 32 zeigt einen schematischen Schichtaufbau der Harnblase. Die Angaben der Schichtdicken im kontrahierten und gedehnten Zustand sind durchschnittliche aus der Literatur entnommene Werte. [LEO71] [SOB94A; LEO87]

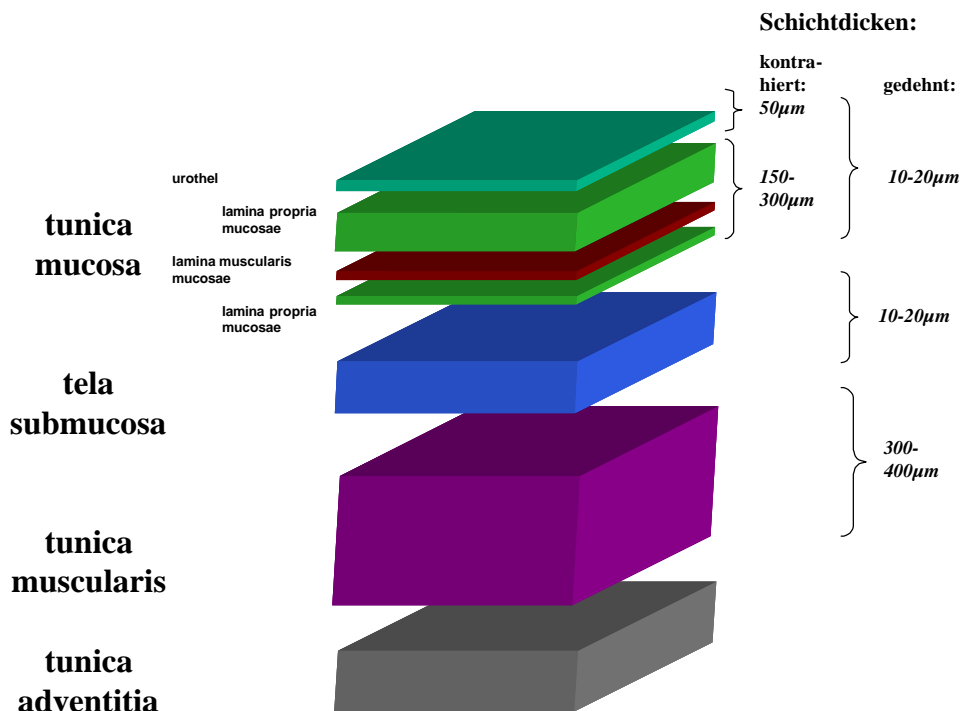


Abb. 32 Schematischer Schichtaufbau der Harnblase. Die Schichtdicken sind im entspannten und gedehnten Zustand angegeben.

5.5.2 Virtuelle Umgebung

5.5.2.1 Fluoreszenzdiagnostik

Da unter der Fluoreszenzanregung 50% der flachen infiltrierenden Tumore mehr entdeckt werden als unter Weißlichtinspektion, ist es sinnvoll, diese Möglichkeit in die Simulation zu integrieren. Hierzu sollte die normale Blaseschleimhaut in einem blauen Licht (380 – 430 nm) und das Tumorgewebe in einem roten Licht (635 nm) zu sehen sein. Der Blasenauslass erscheint unter Fluoreszenzanregung immer unspezifisch rot leuchtend und ist ein Beweis dafür, dass die Fluoreszenzanregung beim Patienten durch die Zugabe von 5-ALA anschlägt.

Eine tangentielle Sicht auf das Gewebe bewirkt eine unspezifische Rotfluoreszenz (siehe Abb. 33). Der Anwender muss deshalb darauf achten, das Gewebe in der Draufsicht zu diagnostizieren.

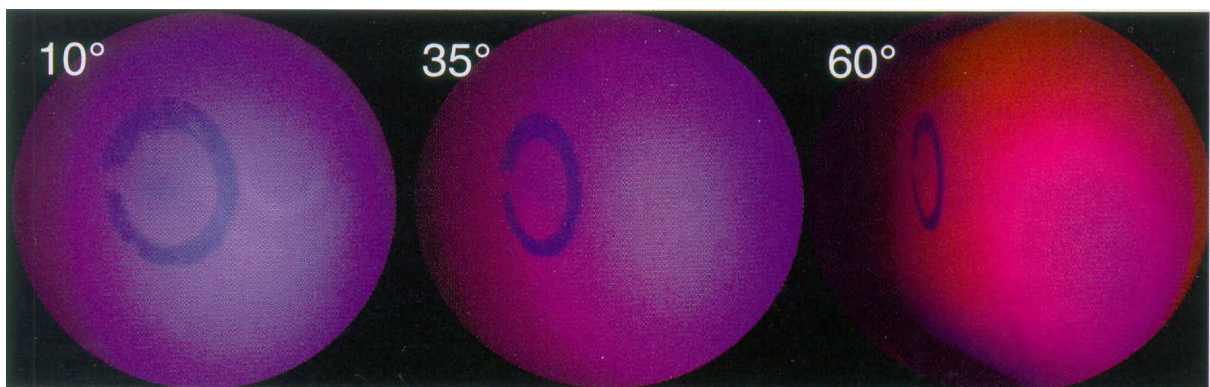


Abb. 33 Tangentiale Sicht auf die Blasenwand während der Fluoreszenzdiagnostik: Je flacher der Beobachtungswinkel, desto stärker setzt sich die rote Fluoreszenz gegen das blaue remittierte Anregungslicht im Farbton durch.[WAG99]

5.5.2.2 Ostien und Ureterenleiste

In der Simulation sollten die Ostien eine realistische Gestalt aufweisen, damit das Auffinden von ihnen, wie in der Realität auch, eine essentielle Trainingsaufgabe darstellt. Abb. 34 zeigt die Einbindung eines realen Ostiums, entnommen aus der erstellten Bilddatenbank, in die virtuelle Blasenwandtextur des Simulators mit dem Bildbearbeitungsprogramm „Photoshop 6.0“.

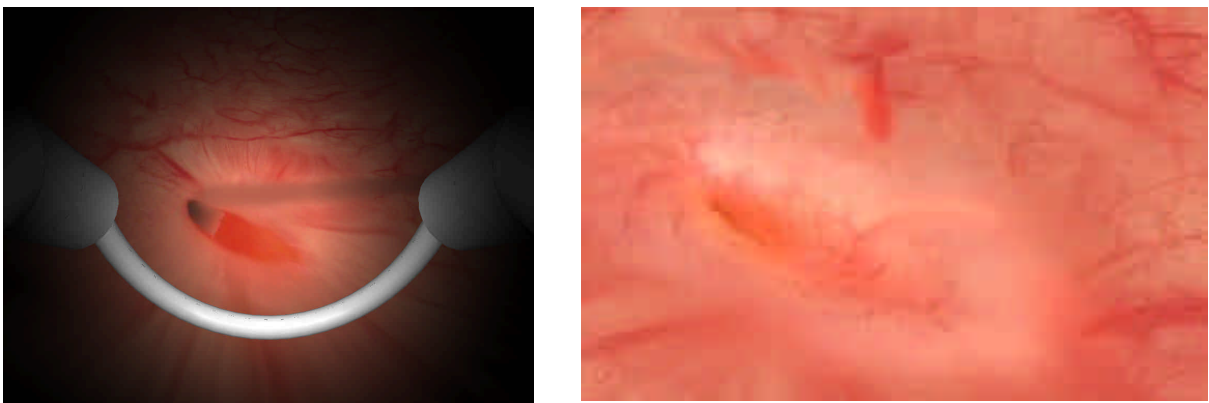


Abb. 34 Gezeichnetes Ostium in der virtuellen Harnblase und Integration eines realen Ostiums auf die virtuelle Blasenwand

Die Ureterenleiste entsteht automatisch durch die vorgeschlagene dynamische Geometrie. Am Ende des Trigonums entsteht beim Übergang zwischen dem Trigonum mit den starren Federn und dem restlichen Blasenboden mit den elastischen Federn eine kleine Rampe. Je nach Füllungsgrad der Harnblase wäre dann die Ureterenleiste mehr oder weniger ausgeprägt, was der Realität entspräche.

5.5.2.3 Urethra

Die Harnröhre mündet in den Blasenauslass. Es ist sinnvoll, die Simulation mit einem Teil der Harnröhre zu beginnen, damit zum einen der Blasenauslass inspiziert werden kann und zum anderen ihre Integration eine bessere Orientierungsmöglichkeit vom Blasenauslass aus bietet. Der Blasenauslass ist immer wieder der Punkt, an den der Operateur zurückgeht, um sich neu zu orientieren.

5.5.2.4 Tumorareale

Da über 80% aller Tumore in der Harnblase exophytische papilläre Tumore sind, ist es wichtig, dass diese zusätzlich zu den flachen Tumorarealen in der virtuellen Blase vorhanden sind. Es sollten einige mikropapilläre Tumore von einem Durchmesser unter 3 mm für eine Laseranwendung oberflächlich auf der Blasenwand aufsitzen (Ta). Es empfiehlt sich, auch größere Tumore mit einem Durchmesser von 2 bis 3 Schlingengrößen zu integrieren, da dieser Fall sehr oft in der Realität auftritt. Sie können oberflächlich auf der Blasenschleimhaut aufsitzen (Ta), in die Lamina propria eingewachsen sein (T1) oder in die oberflächliche (T2) und die tiefere (T3a) tunica muscularis reichen. Weiter tiefer reichende Tumore sind die Blasenwand überschreitend und erfordern eine andere Therapie. (siehe Abb. 14)

Grundsätzlich ist es angebracht, die Tumore multilokal und gemäß der Statistik zu verteilen: also zu 70% an der Blasen hinterwand und an den Blasenseitenwänden, 20% am Blasenboden und 10% am Blasendach (siehe Abb. 13).

Deshalb ist es sinnvoll, die Anzahl und die Verteilung der Tumore bei jedem neuen Durchgang durch ein Würfelprinzip unter Berücksichtigung der oben genannten statistischen Verteilung zu lokalisieren. Damit kann der Anwender immer wieder eine „neue Harnblase“ inspizieren.

5.5.3 Resektoskop

5.5.3.1 Instrumente und verwendete Optiken

Für die Möglichkeit der Resektion überall in der Harnblase ist es notwendig, zwei unterschiedliche Resektionsschlingentypen zu integrieren. Eine Resektionsschlinge (Artnr: 27050 G), die rechtwinklig in Bezug zur Instrumentenachse nach unten gebogen ist, wird für die Resektion an den Seiten, am Dach und am Blasenboden benötigt. Für die Manipulation an der Blasen hinterwand ist eine gerade nach vorne zeigende Resektionsschlinge (Artnr. 27050 J) erforderlich.

Es bedarf großer Übung, die Harnblase mit einer 70°- bzw. 120°-Optik zu inspizieren. Die Möglichkeit, jeden Teil der Harnblase einzusehen und damit eine Gesamtdiagnose zu erstellen, steigt mit der Fähigkeit, diese Optiken für die Diagnose einzusetzen. Die

Möglichkeit, die Zystoskopie mit verschiedenen Optiken an einem Trainingsgerät zu schulen, wäre somit erstrebenswert.

5.5.3.2 Interaktion von Resektionsschlinge und Gewebe ohne Strom

Wenn die Resektionsschlinge auf die Blasenwand trifft, übt sie eine Kraft aus und muldet die Blasenwand an der berührten Stelle ein. Diese Berührung ist mehr zu sehen als zu spüren. Da das Monitorbild zweidimensional ist, wird einerseits durch einen Schatten der Resektionsschlinge auf der Blasenwand und andererseits durch eine sichtbare Verformung der Blasenwand der visuelle Eindruck einer Berührung gegeben. Diese beiden Effekte sollten, neben der Kollisionserkennung von Instrument und Blasenwand, in der Simulation verwirklicht werden.

Je nach Füllungszustand reagiert die Blasenwand auf einen Druck der Resektionsschlinge ohne Strom unterschiedlich. Bei einer 50% gefüllten Harnblase umschließt die Blasenwand die Resektionsschlinge, während sie bei einer über 75% gefüllten Harnblase nach außen gedrängt wird.

5.5.4 Rückstellkraft

Am Simulatorprototyp ist bei der Verschiebung des gesamten Instruments in z-Richtung eine Krafrückwirkung realisiert. Üblicherweise wird während der Zystoskopie das Resektoskop mit der Hand auf dem Schambein des Patienten fixiert gehalten, damit die Gefahr einer Verletzung der Blasenwand oder der Perforation, minimiert ist. Nur die Schlinge wird in z-Richtung bewegt. Hier treten Kräfte auf, falls die Schlinge die Blasenwand verdrängt. Deshalb ist es notwendig, speziell für diesen Freiheitsgrad (siehe Kap. 3.2.2.1.2) ebenfalls eine Krafrückwirkung zu realisieren.

Bei einer Neigung des Instruments um den Drehpunkt am Blasenauslass, kommt es zu Krafrückwirkungen in x- und y- Richtung. Meist muss gegen einen Widerstand die Seitenwand und das Blasendach inspiziert werden. Dies bedeutet, dass zusätzlich zur z-Richtung auch in x- und y- Richtung eine Krafrückwirkung realisiert werden sollte.

5.5.5 Therapeutische Maßnahmen

5.5.5.1 Koagulation

Da die häufigste Komplikation bei einer Interaktion der aktivierten Resektionsschlinge mit der Blasenwand Blutungen darstellen, die durch die Schneide- bzw. kugelförmigen Koagulationselektrode gestillt werden können, ist es notwendig diesen Koagulationsvorgang genau zu simulieren. Neben der schon realisierten Verfärbung des koagulierten Gewebes steigen Blasen auf und die blutenden Stellen karbonisieren.

5.5.5.2 Resektion

Da die Resektion die am häufigsten angewandte therapeutische Maßnahme ist, ist es sinnvoll diese Maßnahme am Simulator zu schulen.

Die Blasenwand reagiert, je nach Füllungszustand der Harnblase, bei Berührung mit der aktivierten Resektionsschlinge unterschiedlich. Bei einer fast vollen Harnblase platzt die Blasenwand auf. Bei einem Füllungszustand von circa 50% aber gräbt sich die Resektionsschlinge in die Blasenwand, so dass an dieser Stelle ein „Krater“ zu sehen ist, wenn die Harnblase dann wieder in einen vollen Füllungszustand gebracht wurde.

Die Tiefe der Resektion ist beliebig, da die Resektionsschlinge, wenn sie in die Blasenwand gedrückt wird, immer tiefer in das Gewebe einsinkt.

Ein visueller Eindruck für die Tiefe der Resektion ist der Resektionsspan, der sich während der Resektion abschält und sich zum betrachtenden Auge hin aufrollt. Dieser Span kann an der Resektionsschlinge hängen bleiben. Ein schnelles Ein- und Ausfahren der Resektionsschlinge löst den Span. Das Abladieren von Gewebe sollte realisiert sein.

Essentielle Gewebsreaktionen auf die Resektion sind, neben dem Aufsteigen von Blasen, punktuelle und diffuse Blutungen, die die Sicht sehr schnell einschränken. Es kann eine kritische Aufgabe sein, die Quelle der Blutungen zu finden und mit einem kurzen Auftupfen auf die blutende Stelle zu verschließen, damit so durch Spülen wieder eine klare Sicht geschaffen werden kann.

5.5.5.3 Laserkoagulation

Die Laserkoagulation ist eine essentielle therapeutische Maßnahme und sollte in der Simulation trainiert werden können.

Ein Vorteil der Laseranwendung ist die Deaktivierung von Tumorzellen schon innerhalb der Harnblase. Durch die Nd:YAG-Laserbestrahlung werden die Blut- und Lymphgefäße primär berührungsfrei verschlossen, so dass nicht, wie bei der TUR-B, nach mechanischer Zerstörung der Lamina propria die Blut- und Lymphgefäße weit geöffnet werden und somit die Gefahr einer Tumorzellenverschleppung gegeben ist [SOL80; WEL75; PAG78]. Viele kleine mikropapilläre Tumore sind schonender und schneller mit einem Laser zu koagulieren [HAL78]. Je nach Art und Leistung des Lasers kann er Gewebe koagulieren, schneiden und karbonisieren. In der Harnblase wird vorwiegend ein Neodym Yag Laser mit einer Leistung zwischen 20 und 40 Watt verwendet [HOF95A; HOF88A] [HOF79A]. Ein roter Pilotstrahl dient als Markierungspunkt. Die Laserfaser ist ca. 1 bis 2 cm im Sichtfeld des Operateurs und ca. 1 cm vor der Blasenwand positioniert. Mit einem Pedal aktiviert der Operateur die Laserfaser. Innerhalb von 1 bis 5 Sekunden ist das Gewebe koaguliert. Die homogene Volumenekrose nach Nd:YAG-Laserbestrahlung ist scharf begrenzt und erfasst bei korrekter Bestrahlungstechnik (senkrechter Strahlengang, Bestrahlung unter Wasser) die gesamte Harnblasenwand [HOF95A]. Das Gewebe hat eine weißliche Farbe mit schwarzen karbonisierten Punkten. Die Eindringtiefe der Laserwirkung liegt zwischen 0,4 und 0,8 cm. Jedoch reichen die thermischen Effekte bis zu 1,6 cm in die Tiefe [LEH88]. Eine Verminderung der Eindringtiefe ist bei einer stark entzündeten oder stark vaskularisierten Harnblasenschleimhaut zu beobachten. Eine Erhöhung der Eindringtiefe wird durch das Bestrahlen unter Verwendung von Wasser zur Blasenfüllung erreicht [HOF95A].

5.5.6 Trainings-Feedback-System

Hier geht es um die Möglichkeit, anhand des Uro-Simulators einerseits das Können des Anwenders objektiv zu überprüfen und andererseits um die Einschätzung der eigenen Fähigkeiten des Anwenders.

Ein mögliches Trainingsziel des Simulators könnte sein, eine Inspektionsroutine zu entwickeln, die dem Anwender die Sicherheit gibt, dass alle Teile der Harnblase eingesehen wurden. Hierzu wird jeder Position des Instruments ein Quadrant innerhalb der Harnblase zugeordnet. Falls das Instrument in einem Abstand von < 2 cm mindestens 1 bis 2 Sekunden an einer Stelle verweilt, so wird dieser Quadrant als inspiziert gewertet. Am Ende der Zystoskopie hat der Trainierende die Information, welche Stellen der Harnblase er eingesehen hat und wie viel Zeit er für ihre Inspektion benötigt hat.

Das Verfahren, die Harnblase in Quadranten einzuteilen, kann auch bei der Aufgabenstellung der Resektion angewendet werden. Da es möglich sein sollte, so tief wie möglich zu reseziieren, um die maximale Effizienz der Tumorentfernung auszunützen, muss neben der Flächenausdehnung des entfernten Tumors auch dessen Tiefe registriert werden können. Der Tumorrand mit angrenzendem Normalgewebe gilt ebenfalls als zu resezierende Tumormasse, da die Resektion des Tumorrandes, bei späterer Histologiebestimmung, die Grenze des Tumorgebietes anzeigt. Zusammen ergibt dies eine Prozentzahl, in welcher Zeit wie viel Tumormasse von der existierenden Tumormasse erfolgreich reseziert wurde.

5.5.7 Erweiterte Trainingsinhalte nach Optimierung und Weiterentwicklung des Uro-Simulators

Der optimierte und erweiterte Simulator schult eine Zystoskopie mit ihren dazugehörigen möglichen therapeutischen Maßnahmen. Gewebsreaktionen wie Blutungen, Blasenbildung, Rauch und damit einhergehender Trübung der Sicht sind simuliert, sodass unter diesen erschwerten, aber realitätsnahen Bedingungen zystoskopiert werden kann.

Durch die Integration der verschiedenen Optiken kann eine Inspektion mit einer 0°, 30°, 70°- und 120°-Optik geschult werden. Neben der Weißlichtzystoskopie kann auch unter Fluoreszenzanregung zystoskopiert werden. Beim Erlernen des Umgangs mit den verschiedenen Optiken und dem Diagnostizieren unter den beiden Lichtmodi wird der Anwender auf alle Möglichkeiten, die bei einem Patienten auftreten können, vorbereitet. Die 70°- und die 120°-Optiken können vermehrt bei Patienten mit einer stark veränderten Harnblasengeometrie oder einer ausgeprägten Prostatahyperplasie angewendet werden, da dem Anwender die Inspektion unter diesen unterschiedlichen Sichtwinkeln vertraut ist.

Die Unterscheidung zwischen der unspezifischen Rotfluoreszenz und der Rotfluoreszenz eines Tumoreals wird am Simulationsmodell trainiert. Das „Blasenmapping“ überprüft unter anderem die erarbeitete Inspektionsroutine und die erstellte Diagnose. Der Anwender kann nach einer Zystoskopie sehen, ob er alle Bereiche innerhalb der Harnblase inspiziert hat. Das Blasenmapping gibt zusätzlich noch Informationen, in welcher Zeit wie viel Tumormasse und wie viel Normalgewebe reseziert wurde. Somit kann der Anwender sich selbst überprüfen und verbessern. Das Blasenmapping und die Registrierung der entfernten Tumormasse nach Zeit und Prozent ist eine objektive Bewertungsmethode.

Als therapeutische Maßnahmen sind die Resektion bzw. die Koagulation mit der Resektionsschlinge in den unterschiedlichen Hochfrequenzströmen und die Laserkoagulation möglich.

Verschieden große papilläre Tumore und flache Tumoreale sind in der Harnblase multilokal verteilt. Teilweise sind die Tumoreale nur unter Fluoreszenzanregung zu diagnostizieren. Die Stelle und die Anzahl der einzelnen Tumore ändern sich mit jeder neuen Trainingseinheit. Somit hat der Anwender die Möglichkeiten, viele virtuelle Patienten zu zystoskopieren.

6 Zusammenfassung

Der Einsatz virtueller Operationssimulatoren signalisiert ein neues Zeitalter medizinischer Aus- und Weiterbildung. Bevor der Chirurg der Zukunft Operationen am Patienten ausführt, werden die nötigen Handgriffe am Operationssimulator studiert und eingeübt.

Der Einsatz von Computern für Operationssimulationen ist erst durch den rasanten Entwicklungsfortschritt in den letzten Jahren möglich geworden. Die Leistungsfähigkeit der Computer und die Darstellungsmöglichkeiten der virtuellen Realität ermöglichen es, reale Bilder von anatomischen Strukturen als Simulationshintergrund zu verwenden. Dennoch sind die heutigen Systeme noch nicht in der Lage, die gesamte Komplexität der menschlichen Anatomie mit ihren Variationen zu erfassen. Vereinfachte Organmodelle führen zu Einbußen bezüglich der Realitätsnähe der virtuellen Bilder. Die Simulationen elastischer Oberflächen und die Berechnungen von Verformungen durch Krafteinwirkungen werden auf ein Minimum reduziert, damit die virtuelle Operation in Echtzeit ablaufen kann. Durch diese Vereinfachungen kann der Simulator als eine Annäherung an die tatsächliche Situation gesehen werden. Trotz dieser Einschränkungen besitzt der Operationssimulator jedoch entscheidende Vorteile: Der operative Eingriff kann wiederholt durchgeführt werden, der Computer kann Ergebnisse darstellen und Hilfestellungen in Form von Vorgaben erteilen, Trainingseinheiten können entstehen und unbekannte Operationstechniken können ohne Risiko und Vorbereitungsaufwand erprobt und geschult werden.

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen des EU-geförderten europäischen Espritprojekts MISSIMU (Minimal Invasive Surgery SIMulator), in welchem von zwei industriellen und drei universitären Partnern in dreijähriger Arbeit ein virtueller endoskopischer Operationssimulator zur abdominal-chirurgischen und urologischen Anwendung entwickelt wurde. Diese beiden Simulatoren basieren auf einem Computersimulationsprogramm, was reale Bilder des Bauchsitus bzw. der Harnblase als virtuellen Hintergrund verwendet. Kombiniert mit einem mechatronischen Mensch-Maschine-Interface mit Rückkopplung des

Tastsinns und der auftretenden Kräfte zwischen Instrument und Organ können mit diesen Simulatoren realitätsnahe Operationen simuliert werden.

Die Ziele dieser Dissertation bestanden darin, die Hard- und Softwarekomponenten für einen Prototyp eines endo-urologischen Operationssimulators zu spezifizieren, eine geeignete Bilddatenbank für die Operationsfelder aufzubauen, sowie eine Evaluierungsstudie der Anwendbarkeit zu erstellen um daraus Optimierungsvorschläge für eine Weiterentwicklung zu erarbeiten.

Dazu wurden die Einzelschritte der Zystoskopie, der zystoskopischen Eingriffe und der dabei möglichen Komplikationen im Hinblick auf die Simulation analysiert. Aus dieser Analyse wurde ein allgemeiner Ablauf einer Zystoskopie und eines zystoskopischen Eingriffs extrahiert. Ausgehend von einer Routineuntersuchung hatte die endoskopische Inspektion der gesamten Harnblase höchste Priorität. Danach folgte die Umsetzung einer therapeutischen Maßnahme. Ausgewählt wurde die operative Intervention mittels der Resektionsschlinge an einer beliebigen Stelle der Harnblase, da diese Maßnahme in der Endo-Urologie am häufigsten angewandt wird. Daraus ergaben sich die Anforderungen an die Hard- und Software des Simulators.

Für die Entwicklung der Simulationssoftware wurde neben der Analyse der Zystoskopie, der zystoskopischen Eingriffe und der dabei auftretenden Komplikationen zu jedem dieser Einzelschritte das entsprechende virtuelle endoskopische Bild beschrieben. Zusammen mit ausgewählten Videosequenzen, die diese Abläufe zeigen, stellte diese Beschreibung ein Drehbuch dar, auf dessen Basis von der Firma Thales (Paris) die Simulationssoftware entwickelt werden konnte.

Ein großer Nachteil bei allen bisher realisierten Simulatoren war das Fehlen eines realistischen Bildhintergrunds. Daher waren der Aufbau einer Bilddatenbank und das Einbinden hochwertiger, realitätsnaher Videodaten, die durch ein Abfahren des Endoskops entlang der Blasenwand generiert wurden, von hoher Priorität. Um aus den Videosequenzen den statischen Operationshintergrund auf Basis einer Kugelgeometrie zu generieren, wurde die speziell dafür entwickelte Software „Mosaïque d’image“ der Firma Thales zur Strukturerkennung verwendet. Der simulierte Operationshintergrund ist somit kaum von einer realen Blasenwand zu unterscheiden. Wichtigste Qualitätsanforderung an das digitale Videomaterial war, dass die verwendeten Bilddaten eine klar sichtbare und homogen ausgeleuchtete Gefäßstruktur zeigten.

Die Komponenten der Mechatronikeinheit wurden von der Firma Storz (Tuttlingen) entwickelt. Teilweise wurden Parameter wie auftretende Kräfte oder das Elastizitätsverhalten der Blasenwand mit dem Ziel abgeschätzt, die maximale Kraft und maximale Ausdehnung der Blasenwand zu realisieren, um dann am Prototyp selbst eine Feinabstimmung vornehmen zu können.

In der gesamten Optimierungsphase des Prototyps erweiterte sich der Simulator von einem Trainingssystem der reinen Inspektion zu einem Trainingssystem für Diagnostik und Therapie.

Für die Evaluierungsstudie wurden Fragenkataloge entworfen, um unter Einbeziehung von Fachärzten und Physikern die Anwendbarkeit des Simulators bewerten zu können.

Die Evaluation des entstandenen Prototyps ergab, dass eine Inspektion der gesamten Harnblase und die operative Intervention mittels Resektionsschlinge realitätsnah durchgeführt werden kann. Die Gewebsreaktionen und die Krafrückwirkungen sind jedoch nur ansatzweise vorhanden. Die Instrumentenverfolgung erfolgt in Echtzeit und die Instrumente in der miniaturisierten mechatronischen Einheit können sehr präzise und stufenlos bewegt werden.

Optimierungsstrategien beschreiben die Implementierung von weiteren therapeutischen Maßnahmen mit den dazugehörigen Operationskomplikationen, die Dynamisierung des Operationshintergrundes auf Basis erweiterter Geometrien und den Einsatz eines Trainings-Feedback-Systems zu Ausbildungszwecken.

So ist in Zusammenarbeit mit industriellen Partnern und Universitäten ein endo-urologischer Operationssimulator entstanden, mit dem eine diagnostische Zystoskopie in Kombination mit einer Geweberesektion geschult werden kann. Insgesamt steht derzeit kein vergleichbarer endo-urologischen Simulator für die Harnblase, der ein miniaturisiertes Mensch-Maschinen-Interface und einen so realitätsnahen Operationshintergrund aufweist, für den Urologen zur Verfügung. Der Uro-Simulator zeichnet sich durch seinen nahezu realen Organ-Hintergrund, seine Krafrückwirkung in maximal fünf Freiheitsgraden, seine miniaturisierten Mechatronik-Einheit und seinen Ablauf in Echtzeit aus.

7 Anhang

7.1 Anhang A

Tabellarische Auflistung einer Zystoskopie, zystoskopischer Eingriffe (A1) und mögliche Komplikationen (A2) in Einzelschritte, Trainingsinhalte und das dazugehörige endoskopische Bild

A1: Verlauf der Zystoskopie und zystoskopischer Eingriffe

7.1.1 Vorbereitung und Einführung der Instrumente

Einzelsschritte	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Wattebausch mit Zangen nehmen		
Eintauchen der Wattebäusche in eine antiseptische Lösung		
Großflächiges Abwaschen der Operationsstelle		
Abtupfen überschüssiger Lösung		
Entfernen des unterlegten Tuches		
Abdecken des Patienten		
Ende des elektrischen Kabels in die elektrische Quelle stecken		
Installationsgel in die Harnblase geben		Verschleierte Sicht (Schlieren)
Äußerer Endoskopschaft verbunden mit dem Abflussschlauch für die Spülflüssigkeit mit dem Obturator in die Harnröhre einführen	Einführen des Resektoskopschafts durch die Harnröhre ohne Verletzungen zu verursachen.	Mit 0° Optik Intubation der Harnröhre / Sphinkter / Prostata
Obturator herausnehmen		
Das Resektoskop leicht neigen, damit der Urin abfließen kann		Kollabieren der Blase
Resektoskop mit Optik in den äußeren Resektoskopschaft einführen		
Spülflüssigkeitsschlauch, Lichtleiterkabel und		

elektrisches Kabel am Resektoskop befestigen		
Ventil für die Spülflüssigkeit aufdrehen und die Blase mit Kochsalz füllen.	Auffüllen der Blase ohne sie zu überdehnen	Die Blase entfaltet sich wie ein Sack. Die Ureterenleiste bestimmt die Breite. Das Blasendach steigt in die Höhe. Über ein auf dem Blasenboden liegendes Blasendach, geht es über eine fast viereckige Form (¾ Füllung) in eine Kugelform (volle Füllung) über.
Ventil auf kontinuierlichen Durchfluss stellen	Blase in einem optimalen Füllungszustand halten.	Konstanz der Blasengeometrie

7.1.2 Weißlicht - Zystoskopie

Einzelschritte	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Suche der beiden Ostien	Auffinden der beiden Ostien	Eventuell Wechsel auf 30 ° Optik. Vom Blasenauslass ca. 1 - 4 cm geradeaus am Boden entlang zur Ureterenleiste. Ca. 2 – 5 cm links und rechts davon sind die Ostien zu finden. Die Ostien sind meist Schlitze, die sich farblich nicht von der Umgebung unterscheiden. Es gibt auch seltener die Form eines Hufeisens, eines Stadions, eines Golfloches und pathologische Ostien. (refluxive Ostien)
Inspektion des Trigonum (Blasenboden)	Inspektion, Erkennen von veränderter Schleimhaut und Zuordnung dieser Areale nach Grad und Malignität.	Der Blasenauslass und die beiden Ostien bilden ein Dreieck, das Trigonum, welches als Begrenzung die Ureterenleiste hat. Dieses Dreieck bleibt bei jedem Füllungszustand bestehen. Es wirft keine Falten und bildet einen Teil des Blasenbodens. Das Zystoskop neigt sich ca. um 45° nach unten um den Blasenboden zu inspizieren.

Inspektion der Blasen hinterwand (BHW)	Wie Blasenboden	Die Blasen hinterwand liegt dem Blasen auslass gegenüber. Das Zystoskop neigt sich von ca. 20° nach unten bis ca. 50° nach oben, um die ganze Hinterwand zu inspizieren.
Inspektion der Seitenwände	Wie Blasenboden, eventuelle Handhabung von zusätzlichen Kräften.	Um die ganze Seitenwand einsehen zu können, wird das Zystoskop maximal nach rechts und nach links gedreht. Der Drehpunkt ist der Blasen auslass. Bei einer Drehung um 60° mit einer 30° Optik und einem stetigen Zurückziehen des Zystoskops Richtung Blasen auslass, ist es möglich die ganze Seitenwand zu inspizieren. Die Neigung des Instruments ist wie bei der Inspektion der Blasen hinterwand.
Die Blase etwas entleeren		Die Blase ändert seine Form von der Kugel zu einer quadratischen Form und weiter zu einem flachen Sack. (¼ Füllung der Blase)
Resektoskop mit einer 30° Optik um seine eigene Achse um 180° drehen	Orientierung in der neuen Perspektive	Das virtuelle Bild rotiert um 180°.
Patient in Kopftieflage bringen		Der Patient kann bis zu einem Neigungswinkel von 30° verkippt werden. Die virtuelle Welt der Blase verdreht sich mit. (0° ist in diesem Beispiel 30° nach unten)
Falls nötig mit der Hand auf den Bauch des Patienten drücken, damit das Blasendach eingesehen werden kann.	Koordination von Druck von außen mit der einen Hand und dem Führen des Endoskops mit der anderen Hand.	Das Blasendach und die Seite zum Blasen auslass bilden eine Mulde. Die Luftblase entweicht zu einem höheren Punkt.
Falls nötig Optiken wechseln (70°, 120°)	Orientierung mit veränderter Optik	Die Sichtwinkel ändern sich. Bei einer 70° Optik geht der Sichtwinkel von 40° bis 100° nach unten. Bei einer 120° Optik liegt der Sichtwinkel zwischen 90° und 150° nach unten.

7.1.3 Fluoreszenz – Zystoskopie

(Das Umschalten von Weißlicht auf blaues Anregungslicht ist möglich)

Einzelschritte	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Überprüfung der unspezifischen Fluoreszenz am Blasenauslass	Unterscheidungsvermögen zwischen unspezifischer Fluoreszenz und spezifischer Fluoreszenz	Der ganze Blasenauslass erscheint im stark roten Fluoreszenzlicht.
Lokalisation verdächtiger Areale durch den fluoreszierenden Farbkontrast	Unterscheidungsvermögen von tumorverdächtigen Arealen und Normalgewebe	Das Normalgewebe erscheint blauviolett. Die Gefäße etwas haben eine etwas dunklere Farbe. Narben erscheinen heller und weisen keine Gefäßstruktur auf. Urin hat eine grüne Farbe. Entzündliches oder tumoröses Gewebe strahlt rotes Fluoreszenzlicht aus.
Überprüfung dieser Areale unter Weißlicht	Vergleich mit dem Weißlichtbefund ist ein weiteres Kriterium für die Diagnose.	Entzündliches oder flaches tumoröses Gewebe hat meist eine unregelmäßige undifferenziertere Erscheinung im Gegensatz zum gesunden Gewebe. Papilläre Strukturen sind auch unter Weißlicht zu sehen.
Resektion unter Blaulicht möglich	Genauere Resektion durch die gute Abgrenzung von Normal und Tumorgewebe ist möglich.	
Nach Resektion überprüfen, ob alle Fluoreszenz positiven Areale entfernt wurden	Nochmals eine genaue Inspektion der gesamten Blase	Den Rand eines Tumors ist unter Weißlicht schwer zu bestimmen. Unter blauem Anregungslicht ist die Grenze visuell klar bestimmt.
Gegebenenfalls Biopsieentnahme für die Histologiebestimmung	Biopsieentnahme von Arealen mit unklarer Diagnose	Darstellung der Resektion, evtl. Blutungen

7.1.4 Blasenspülung

Einzelsschritte	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Schaft mit Optik entkoppeln und herausnehmen		Bei der Blasenspülung ist keine Optik involviert. Es entsteht kein Bild.
Kochsalzlösung anhängen lassen		
Blasenspritze am Zystoskopschaft ankoppeln		
Blasenspritze im mittleren Füllungszustand der Blase mit Spülflüssigkeit (60ml) füllen und mit Druck spülen (ca. 3 Wiederholungen)	Die Blase muss mit dem richtigen Druck gespült werden, damit die Abschilferung von genügend Zellen stattfinden kann, aber es zu keinen diffusen Blutungen kommt.	
Schaft mit Optik einkoppeln.		

7.1.5 Kalte Biopsieentnahme mit der Biopsiezange

Einzelsschritte	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Herausziehen des Resektoskops		
Einführen der Biopsiezange in den Endoskopschaft		Eine Biopsiezange ist sichtbar. Sie ist ca: 2 cm vor der Optik und kann durch eine Scherbewegung auf und zu gehen.
Zange öffnen		Die Biopsiezange ist ca. 0,5 cm groß. Die Scheren öffnet sich maximal in einem Winkel von 90°.
Biopsat mit der Zange einschließen	Richtige Stelle und genügend Material für die folgende Histologiebestimmung zu nehmen	Zange zwickt die ausgewählte Stelle ein. Die Blasenwand wird nach innen gezogen.
Biopsat mit einem Ruck und einer Drehung entnehmen	Mit der richtigen Kraft und Drehung das Biopsat entnehmen und sowenig Verletzung wie möglich verursachen.	Zange reißt das eingeschlossene Gewebe aus der Blasenwand. Meist fängt die verletzte Stelle von ca. 0.2 cm im Durchmesser in der Blasenwand an zu bluten.
Geschlossene Biopsiezange aus dem Schaft ziehen	Biopsat nicht verlieren.	Biopsiezange mit dem Biopsat verschwindet aus der

		Sicht.
Zange öffnen		
Biopsat entnehmen		

7.1.6 Transurethrale Resektion der Harnblase (TUR-B)

Einzelsschritte	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Elektrolytlösung (Purisol) anhängen lassen		
Rücksprache mit Anaesthetist, dass der Obturatoriusnerv im Falle einer Resektion der Seitenwand relaxiert ist.	Erinnerung an Kommando an Anästhesie für Obturatoblock	
Einstellen des Tumors (Distanz ca. 1 cm)	Orientierung im Raum. Die Schlinge soll im richtigen Winkel und richtigem Abstand zum Tumor eingestellt werden.	Sicht auf die zu resezierende Stelle. Das distale Ende des Resektoskops ist ca. 1 cm von der Wand entfernt.
Optimalen Füllungszustand erreichen (Blasendach und BHW ca. ¼ der Blasenkapazität, die restliche Blase ½ bis ¾ der Blasenkapazität)	Optimalen Füllungszustand der Blase soll erreicht werden.	Die Geometrie der Blase ist für eine Resektion am Blasendach und der Blasen hinterwand wie ein flach ovales Kissen von ca. 8 cm Durchmesser und einer Höhe von ca. 2 cm zwischen Blasenboden und Blasendach. Für die restliche Blase variiert die Höhe zwischen 4 und 6 cm.
Ausfahren der Resektionsschlinge		Die Resektionsschlinge geht 2 cm in das Bild hinein. Sie entfernt sich von der Optik. Bei einer 30° Optik laufen die Arme der Schlinge parallel zum oberen Rand. Die Schlinge wird mit der Entfernung kleiner.
Aktivierung des Schneidestroms (hier gelber Fußschalter)	Es ist wichtig, dass der Strom, bevor die Schlinge auf das Gewebe aufsetzt aktiv ist.	Das Drücken des Fußschalters führt zu einem Tonsignal.
Ansetzen der Schlinge am distalen Rand des Tumorgebietes	Schlinge nicht ins Gewebe sinken lassen, sondern aktiv halten	Die Berührung des Gewebes mit der Schlinge wird zum Teil sichtbar durch den Schatten der Schlinge und ein beginnendes Eindellen der berührten Stelle.

		Falls es ein papillärer Tumor ist, verschwindet die Schlinge hinter dem Tumor.
Zeilenförmiges Abtragen des tumorösen Gebiets mit der elektrischen Schlinge bei gleichzeitigem Betätigen des Fußschalters (Schneidestrom).	In der richtigen Tiefe gleichmäßig resezieren	Die Schlinge bewegt sich von distal nach proximal in leicht überlappenden Zonen durch das Gewebe. Sie verschwindet teilweise oder ganz je nach der Tiefe der Resektion. Die Tiefe der Resektion ist abhängig vom Ort und der Wanddicke der Blase. Das resezierte Gewebe schält sich ab und schwebt in der Spülflüssigkeit davon. Einiges Gewebe kann an der Schlinge kleben bleiben. Die Schlinge muss dann herausgezogen und gesäubert werden. Das resezierte Areal erscheint filzig weiß mit dunklen Punkten (Karbonisation). Je nach Tiefe erscheint ein tiefes Tumorbett. Evtl. Blutung.
Tumorränder mit genügend Normalgewebe resezieren (unter Fluoreszenzlicht checken)	Tumorareal mit genügend Normalgewebe (kann durch die Histologie gecheckt werden) resezieren.	Tumorbett vergrößert sich. Wechsel zwischen Weißlicht und Fluoreszenzlicht.
Blutende Gefäße mit der Schlinge veröden (Koagulationsstrom, hier blauer Fußschalter)	Auffinden der Blutung und durch Tupfen diese Blutung stillen.	Offene Gefäße bluten. Je nach der Fließgeschwindigkeit schießt Blut wie eine Fontäne aus der Wand und vermischt sich erst nach ca. 1 cm mit der Spülflüssigkeit oder es strömt langsam aus dem Gefäß und vermischt sich sofort mit der umgebenden Flüssigkeit. Beim Veröden schließen sich diese Gefäße. Es hört auf zu bluten. Evtl. Karbonisationseffekte.
Eventuelle Nachresektion von tiefer liegendem Gewebe	Ohne zu perforieren in tieferen Schichten resezieren. Entscheidung wie tief reseziert werden kann.	Die Schlinge fährt über das schon weiße Gewebe und gräbt ein noch tieferes Tumorbett. Evtl. Darstellung von perivesikalem Fettgewebe.
Tumorränder resezieren		Das koagulierte Gebiet wird größer.
Reseziertes Gewebe falls nötig mit der Blasenspitze aus der Blase spülen		

7.1.7 Elektrokoagulation mit der elektrischen Schlinge und/oder Kugel

Einzelschritte	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Primär Schlingenkoagulation		
Punktförmiges Abfahren des Gebietes bei gleichzeitigem Betätigen des Koagulationsstromes (hier blauer Fußschalter).	Offene Gefäße veröden	Blutende Gefäße können mit der Schlinge verödet werden. Dabei tupft die Schlinge unter Strom auf die blutende Stelle.
Bei großen Tumorgebieten fährt eine elektrische Kugel zeilenförmig über das Gebiet und koaguliert dieses oberflächlich.	Leichtes Abfahren eines Tumorbettes mit der elektrischen Kugel. Das Gebiet gleichmäßig oberflächlich koagulieren.	Die Kugel setzt leicht auf das Gewebe auf. Es kommt zu keiner Deformierung. Sie fährt zeilenförmig über das resezierte Gebiet. Es hinterlässt weiß - bräunliches Gewebe. Diffuse Blutungen werden dadurch gestillt. Die Kugel kann wie die elektrische Schlinge 2 cm ausgefahren werden.
Variation der Spülung – Demaskierung einer leichten venösen Blutung	Lernen, dass unter starker Spülung eine Blutung übersehen werden kann.	Bei einer Spülung tritt Spülflüssigkeit aus dem distalen Ende des äußeren Schafts aus. Wenn das Instrument nahe an der Blasenwand ist, prallt die Spülflüssigkeit gegen die Wand und verwirbelt. Zunahme einer Blutung bei Reduktion der Spülung und vice versa.

7.1.8 Laserkoagulation

Einzelschritte	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Kochsalzlösung anhängen lassen		
Laser zum Start vorbereiten		
Sicherheitsvorkehrungen, wie z.B. Laserbrille checken	Sicherheitsvorkehrungen kennen und beachten zum eigenen Schutz und des Patienten	
Zystoskop mit einem Laserbarran in die Blase einführen		
Laserfaser in den Laserbarran einführen	Laserfaser ohne abbrechen in das Zystoskop	Laserfaser kommt in den unteren Sichtbereich

	einführen	
Pilotlaser einschalten lassen		Pilotlaser wirft einen roten Punkt auf das Gewebe
Laserleistung bestimmen	Richtige Wahl der Laserleistung	
Laserfaser Spitze nahe an das zu koagulierenden Gewebe bringen	Laserfaser Spitze in die richtige Nähe des zu lasernden Areals bringen ohne das es dieses berührt.	Laserfaser kann im Resektoskop hin und her geschoben werden. Je weiter entfernt die Faser vom Schaft ist, umso unstabiler wird sie. Laserfaser sollte das Gewebe nicht berühren.
Laser mit dem Fußschalter aktivieren		Die Spitze der Laserfaser sendet ein hellweißes Licht aus und überstrahlt die Operationsstelle.
Koagulation zuerst vom peritumoralen Gebiet	Lasern vom peritumoralen Gebiet mit Verödung der zum Tumor gehenden Gefäße.	Es entsteht sofort ein weißer aufquillender Saum.
Zeilenförmig Koagulation von exophytischen Teilen,	Richtige Zeitlänge der notwendigen Laserung ohne das es zu einer vaporisierenden Eruption kommt	Die gelaserte Stelle wird weiß und quillt auf. Die Lichtstreuung nimmt mit andauernder Laserung zu.
Bei großen Tumoren kann nach dem Entfernen von koaguliertem Gewebe mit der Zange (siehe weiter unten) eine Laserung der nächsten Schicht notwendig sein.	Laserung einer tieferen Schicht ohne zu perforieren	Wenn der Laser zulange an einem kleinen Punkt gehalten wird, kann eine kleine Gasexplosion erfolgen. Die Tiefe der Laserkoagulation hängt stark von dem Blut in der Spülflüssigkeit ab. Eine blutige Spülflüssigkeit hat eine geringer Koagulationstiefe zur Folge.
Bei sehr großen Tumoren ist interstitielle Koagulation mit dem Laser angebracht.	Richtige Tiefe der Laserfaser im Tumorgewebe, wie lange und in welchen Abständen die Laserfaser im Tumorgewebe aktiv ist.	Die Laserfaser wird in den exophytischen Tumor gesteckt und in Betrieb genommen.
Deaktivierung des Lasers noch in der Blase		
Wechsel der Instrumente		Laserfaser wird zurück gezogen und verschwindet aus dem Bild.
Eventuelles Entfernen von koagulierten exophytischen Teilen des Tumors mit der elektrischen Schlinge oder einer Zange	Siehe TUR B	Die elektrische Schlinge oder die Zange kommen ins Bild. Das abgelöste koagulierte Gewebe schwebt in der Spülflüssigkeit davon. Einzelne Gefäße können anfangen zu bluten.
Wechsel der Spülflüssigkeit zur Elektrolytlösung (Purisol)		
Koagulation von eventuellen Restblutungen	Siehe TUR B	Veröden der Gefäße.
Reseziertes Gewebe falls nötig mit der		

Blasenspitze aus der Blase spülen		
-----------------------------------	--	--

A2: Komplikationen während einer Zystoskopie und zystoskopischer Eingriffe

7.1.9 Vorbereitung und Einführung der Instrumente

Komplikationen	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Das Zystoskop geht nicht durch die Harnröhre.	Es muss eine Schlitzung vorgenommen werden.	Schlitzung simulieren
Das Zystoskop geht nicht durch den Blasenauslass.	Der Blasenauslass muss erweitert werden	Kerbung simulieren
Das Einführen des Zystoskopschafts verursacht Verletzungen in der Harnröhre. Es kommt zu Blutungen.	Stillung der Blutungen durch das Veröden der blutenden Gefäße. Mehrmaliges Spülen erforderlich.	Spülflüssigkeit wird blutig und damit trübe. Blase wird entleert und wieder gefüllt. Sie faltet sich zusammen und faltet sich wieder auf.
Das Zystoskop stößt an die zusammengefaltete Harnblasenwand. Es kommt zu Verletzungen und zu Blutungen.	Stillung der Blutungen durch das Veröden der blutenden Gefäße. Mehrmaliges Spülen erforderlich.	Spülflüssigkeit wird blutig und damit trübe. Blase wird entleert und wieder gefüllt. Sie faltet sich zusammen und faltet sich wieder auf
Die Blase wird überdehnt (Füllkapazität sehr gering < 50 ml). Es kommt zu diffusen Blutungen.	Spülflüssigkeit ablassen und stillen der Blutungen. Vorsichtiges Auffüllen.	Spülflüssigkeit wird blutig und damit trübe. Blase wird entleert und wieder gefüllt. Sie faltet sich zusammen und faltet sich wieder auf. Diesmal nur bis zu einer ¾ Füllung. Petechiale Blutungen bei Überfüllen darstellen
Das verspätete Umschalten auf Durchfluss der Spülflüssigkeit verursacht eine Überdehnung der Blase und diffusen Blutungen der Blasenwand treten auf.	Ablassen der Spülflüssigkeit. Vorsichtiges Auffüllen.	Spülflüssigkeit wird blutig und damit trübe. Blase wird entleert und wieder gefüllt. Sie faltet sich zusammen und faltet sich wieder auf. Diesmal nur bis zu einer ¾ Füllung. Petechiale Blutungen bei Überfüllen darstellen
Vorbestehende Blutungen, Blasentamponade.	Mehrmaliges Spülen der Blase und falls notwendig	Kaum Sicht innerhalb der Blase. Spülung der Blase.

	Stillung der Blutungen.	
Veränderte Geometrie (z.B. Verdrängung durch einen Tumor)	Erkennen einer abweichenden Geometrie	Geometrie der Blase weicht von ihrer Normalform ab.
Grosse Tumormasse	Neue Orientierung nötig	Keine ganzheitliche Sicht der Blase möglich.
Inspektion eingeschränkt möglich durch eine Prostatahyperplasie	Wechsel der Optik zu 70° oder 120°. Inspektion des Blasendaches mit Hilfe von äußeren Druck mit der Hand.	Sichtwinkel ändert sich beim Wechsel der Optiken. Der Druck mit der Hand von außen auf das Blasendach bewirkt Veränderung der Geometrie.

7.1.10 Weißlicht - Zystoskopie

Komplikationen	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Ein oder beide Ostien werden nicht gefunden.	Es wird intensiv entlang der Ureterenleiste gesucht. Alle Maßnahmen in dem möglichen Gebiet werden mit größter Vorsicht getätigt. Verweilen in dem möglichen Gebiet und warten auf einen Urinstrahl, der von Zeit zu Zeit aus den Ostien schießt. Im Fluoreszenzmodus unterscheidet sich der Urin mit seiner grünen Farbe. Letzte Möglichkeit Urin mit Indigokarminblau blau anfärben (durch i.v.-Gabe).	Unterschiedliche Formen und Orte der Ostien werden eingespielt, die farblich sich nicht von der Umgebung unterscheiden. Die Ostien gehen von Zeit zu Zeit auf (ca. alle Sekunden). Evtl. Blaufärbung d. Urins simulieren.
Teile der Blase können nicht wegen veränderter Geometrie, Prostatahyperplasie, großer Tumor, etc. eingesehen werden.	Wechsel der Optiken, unterschiedliche Füllungszustände. Falls nötig flexibles Endoskop benutzen.	Sichtwinkel ändert sich beim Wechsel der Optiken. Veränderung der Geometrie
Die Spülflüssigkeit ist zu trübe.	Es wird verstärkt gespült. Die Blase mehrmals entleert und wieder gefüllt. Der Abstand zwischen Optik und der Blasenwand wird verringert.	Bei verstärkter Spülung nahe der Blasenwand sieht man die verwirbelte Spülflüssigkeit.
Es kommt zu starken Blutungen. (auch vorbestehend)	Stillung der Blutungen durch das Veröden der blutenden Gefäße. Mehrmaliges Spülen erforderlich.	
Die Blasenwand ist durch Cystitis, Bestrahlung, etc. vulnerabel. Es kommt zu sofortigen Blutungen.	Sanftes Spülen in dem Bereich der eingesehen wird. Die Blasenkapazität sollte gering gehalten werden.	Die Sicht ist trübe. Die Optik kann nur ganz nah an der Blasenwand Sicht haben. Vermehrte Gefäßinjektion der Blasenwand.
Luftblase kann nicht verschoben werden.	Versuchen mit Druck von außen den höchsten Punkt	Geometrie verändert sich durch den Druck von

Inspektion an dieser Stelle schwierig.	und damit die Luftblase zu verschieben, damit der Bereich inspiziert werden kann.	außen.
Areale sind wegen veränderter Geometrie, Prostatahyperplasie, großer Tumor, etc. nicht eindeutig einzuordnen.		

7.1.11 Fluoreszenz – Zystoskopie

(Das Umschalten von Weißlicht auf blaues Anregungslicht ist möglich)

Komplikationen	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Blasenauslass fluoresziert nicht	Es kann keine Aussage über tumorverdächtige Areale durch die Fluoreszenz gemacht werden.	Kein Unterschied zwischen Tumor und Normalgewebe sichtbar.
Fluoreszenz bleicht aus	Zuerst ein Überblick verschaffen, wo tumorverdächtige Areale sind und diese markieren. Unter Weißlicht überprüfen. Geringe Lichtintensität	Die rote Fluoreszenz nimmt mit der Beleuchtung ab. Nach ca. 5 Minuten ist bei voller Beleuchtungsstärke sind die Areale mit Fluoreszenz ausgebleicht.
Ungenügende Entleerung der Blase oder nach einer längeren Inspektion ohne ständigen Spülfluss führt zur Anhäufung des Urins in der Spülflüssigkeit.	Vollständige Entleerung und Füllung der Blase notwendig.	Zusammenfallen und wieder Ausfallen der Blase.
Tangentiale Sicht von unter 30° auf das Gewebe führt zu einer falsch positiven Fluoreszenz	Betrachtung des verdächtigen Areals in Draufsicht. Vergleich mit unter Weißlicht.	Gewebe erscheint immer stärker rot zu leuchten, falls die Sicht des Instruments immer weniger als 30° beträgt. Dieser Effekt verschwindet bei einer direkten Draufsicht. Das Gewebe, falls es sich um Normalgewebe handelt leuchtet blauviolett.
Falten durch geringen Füllungsstand der Blase führt zu falsch positiven Arealen	Betrachtung des verdächtigen Areals in Draufsicht. Vergleich mit unter Weißlicht	Siehe oben

7.1.12 Blasenspülung

Komplikationen	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild

Blasenspritze saugt sich an der Blasenwand fest. Es kommt zu einer Verletzung.	Meist kommt es zu Blutungen, die gestillt werden müssen.	Bei der Blasenspülung ist keine Optik involviert. Es entsteht kein Bild.
Blase wird überdehnt. Es kommt zu diffusen Blutungen.	Keine Überdehnung provozieren.	
Die Zellgewinnung ist durch zu zaghaftes Spülen zu gering		
Es wird keine Kochsalzlösung verwendet	An NaCl denken	

7.1.13 Kalte Biopsieentnahme mit der Biopsiezange

Komplikationen	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Biopsat lässt sich durch zuviel Gewebe oder zu zaghaftes ziehen nicht entfernen.		Je mehr Gewebe mit der Zange genommen wird, um so kräftiger muss gezogen werden, damit sich das Biopsat entfernen lässt.
Bei zuviel Gewebe führt ein zu starker Ruck zu einer größeren Läsion	Blutstillung erforderlich	Die Kraft die auf die Blasenwand ausgeübt wird ist proportional zur Schädigung. Je mehr Kraft aufgewendet wird, umso stärker sind die Blutungen. Je größer das Biopsat, umso größer ist die entstandene Läsion.
Es wird so tief biopsiert, dass es zu einer Perforation kommt.	Sofortiges Schließen erforderlich, meist nur durch offene Operation möglich.	Ein Loch entsteht in der Blasenwand Spülflüssigkeit entweicht unbemerkt, die Blase faltet sich zusammen
Es wird zuwenig Gewebe entnommen, sodass kein Histologiebefund möglich ist (< 1mm)	Nochmaliges Entnehmen eines Biopsats	
Verlieren des Biopsats	Nochmaliges Entnehmen eines Biopsats	
Es treten Blutungen auf (obligat).	Blutstillung erforderlich	s.o.
Falsches Areal wird biopsiert	Richtiges Areal biopsieren	
Ostienbeteiligung	Überprüfung, ob Urin noch aus den Ostien treten kann. Falls nicht evtl. D-J, Blaufärbung	

7.1.14 Transurethrale Resektion der Harnblase (TUR-B)

Komplikationen	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Es wird keine Purisole angehängt.	Es entsteht keine Koagulation und kein Schneiden des Gewebes	Das Zünden der elektrischen Schlinge bringt keinen Effekt aufs Gewebe.
Es wird über die Ostien reseziert. Bei der anschließenden obligaten Koagulation kommt es zum Anschwellen der Ostien (Harnstau)	Ostien immer erkennen und schonen, bes. bzgl. Koagulation.	Das Gewebe um die Ostien herum quillt durch die Koagulation auf und damit sind die Ränder der Ostien ohne einen Zwischenraum aufeinander gepresst.
Große Blutungen	Viel Spülen und Quelle der Blutungen versuchen zu stillen	Die Spülflüssigkeit ist sehr blutig und trübe. Sichtverhältnisse sind weniger als ein cm.
Zuwenig Gewebe (Artefakte durch Koagulation – keine Histologiebestimmung möglich)		
Perforation der Blasenwand z.B. wegen T3/T4, verzogenes, bestrahltes und dünnes Gewebe; besonders am Blasendach und der BHW	Vermeidung einer Perforation, gegebenenfalls Dauerkatheder für 3 Tage.	s.o.
Reseziertes Gewebe bleibt an der Schlinge hängen.	Schlinge herausziehen und Gewebe entfernen	Gewebe bleibt an der Schlinge kleben. Sie kann nicht durch Hin- und Herfahren gesäubert werden. Sie muss aus dem Trokar gefahren werden.
Das Fehlen der Erdungselektrode am Patienten führt zu Hautverbrennungen	Erdungselektrode am Patienten befestigen lassen.	Checkliste der zu beachtenden Dinge vor und während einer Operation.

7.1.15 Elektrokoagulation mit der elektrischen Schlinge und/oder Kugel

Komplikationen	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Perforation der Blasenwand auch mit Koagulationsstrom möglich	Vermeidung einer Perforation, gegebenenfalls Dauerkatheder für 3 Tage.	s.o.
Koagulation über die Ostien (Harnstau)	Freiresektion der Ostien	Durch die entstehende Schwellung werden die

		Ostien zu einem dünnen Schlitz zusammengepresst
Keine Purisole angehängt.	Purisole anhängen lassen	Kein Koagulationseffekt zu sehen.

7.1.16 Laserkoagulation

Komplikationen	Trainingsinhalt	Endoskopisches Bild
Keine Kochsalzlösung angehängt.	Kein Problem (m. E. Kostenfrage !)	unverändert
Laserfaser bricht.	Sofort Laser ausschalten, Laserfaser herausholen	Die Laserfaser knickt ab, Licht tritt aus der abgknickten Stelle aus.
Perforation durch falsche Leistungswahl	Laser sofort zurückziehen. Evtl. offene Operation notwendig	s.o., an Hinterwand und Blasendach am ehesten offene Revision nötig.
Laserung über die Ostien (Gefahr des Anschwellens – Harnstau)	Freiresektion der Ostien (Schlinge)	Ostien sind zu einem dünnen Schlitz zusammengepresst, evtl. nicht aufzufinden.
Gefährdung von Patient und Mitarbeiter durch Missachtung der Schutzmaßnahmen	Laserschutzmassnahmen beachten und ausführen. Gemäss der Art der Verletzung handeln.	
Artefakte (Histologie) durch zuviel Laserung		

7.2 Anhang B

Fragenkataloge zur Evaluation des entstandenen Prototyps

7.2.1 FRAGENKATALOG A: Bewertung des Prototyps nach physikalischen Kriterien

1. GEOMETRIE

1.1 Größe

1.1.1 Durchmesser der gesamten Harnblase

zu groß zutreffend zu klein

Veränderungsvorschläge

1.1.2 Durchmesser des Blasenauslasses

zu groß zutreffend zu klein

Veränderungsvorschläge

1.1.3 Lokalisation des Blasenauslasses

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.1.4 Lokalisation der Ostien und Ureterenleiste

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.1.5 Größe der Ostien und der Ureterenleiste

zu groß zutreffend zu klein

Veränderungsvorschläge

1.1.6 Lokalisation der Luftblase

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.1.7 Größe der Luftblase

zu groß zutreffend zu klein

Veränderungsvorschläge

1.2 Form

1.2.1 Form der gesamten Harnblase

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.2.2 Form der Ostien

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.2.3 Form der Ureterenleiste

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2. CCD-KAMERA

2.1 Endoskopisches Bild auf dem Monitor

2.1.1 Monitorbild bewegt sich gleichermaßen nach oben/unten wie das Instrument in der Mechatronikeinheit (MU) nach unten/oben geführt wird

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2.1.2 Monitorbild bewegt sich gleichermaßen nach rechts/links wie das Instrument in der MU nach links/rechts geführt wird

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2.1.3 Kamera dreht sich um die Instrumentenachse, das Instrument bleibt ruhig

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2.1.4 Kamera bleibt ruhig, Instrument dreht sich um die Instrumentenachse

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2.1.5 Kamera und Instrument drehen sich um die Instrumentenachse

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2.1.6 Monitorbild verschwindet beim Entkoppeln der Kamera vom Instrument

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2.2 Zoom

2.2.1 Verhältnis minimalen und maximalen Zoom des Monitorbildes

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2.2.2 Bildfeldblende bei minimalem Zoom des Monitorbildes

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2.2.3 Fullframedarstellung beim Heranzoomen des Monitorbildes

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2.3 Fokus

2.3.1 Fokussierung und Defokussierung in jeder Position des Instruments in der MU

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3. RESEKTOSKOP

3.1 Resektoskop

3.1.1 Horizontale, vertikale Bewegung des Resektoskops in der MU im Vergleich zum Monitorbild

zu viel zutreffend zu wenig

Veränderungsvorschläge

3.1.2 Drehpunkt des Instruments in der virtuellen Welt

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.1.3 Maximale Neigung des Resektoskops zum Blasendach

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.1.4 Maximale Neigung des Resektoskops zu den Seiten

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.1.5 Maximale Neigung des Resektoskops zum Blasenboden

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.2 Elektrische Schlinge

3.2.1 Bewegung der Schlinge auf dem Monitorbild im Vergleich mit der Handbewegung in der MU

zu viel zutreffend zu wenig

Veränderungsvorschläge

3.2.2 Eingezogene Schlinge auf dem Monitorbild

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.2.3 Maximal ausgefahrene Schlinge auf dem Monitorbild

zu viel zutreffend zu wenig

Veränderungsvorschläge

3.2.4 Ein- und Ausfahren der Schlinge auf der Instrumentenachse unter Berücksichtigung der 30° Optik

zu viel zutreffend zu wenig

Veränderungsvorschläge

3.2.5 Rotation der Schlinge im Vergleich mit einer Rotation des Instruments in der MU

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.2.6 Visueller Eindruck der Schlinge

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.3 Optik

3.3.1 Bildausschnitt in bezug auf die verwendete 30° Optik

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.3.2 Bildausschnitt in bezug auf die verwendete 30° Optik bei Rotation des Instruments

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.3.3 Bildausschnitt in bezug auf die numerische Apertur (0.85) des Lichtleiterfaserbündels
korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.3.4 Bildausschnitt bei vertikaler/horizontaler Bewegung des Instruments in der MU
korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

3.3.5 Sichtbare feinere Details der Blasenwand, wenn das Resektoskop sich zur Blasenwand hinbewegt

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4. INTERAKTION DES RESEKTOSKOPS MIT DEM GEWEBE

4.1. Schlingenkontakt mit dem Gewebe ohne Aktivierung des Stroms

4.1.1 Krafrückwirkung beim Verdrängen der Blasenwand (in Vorwärtsrichtung)
vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.1.2 Einmündung der Blasenwand durch Drücken der Schlinge auf die Blasenwand
vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.1.3 Wiederherstellen der Blasengeometrie nach Zurückziehen der Schlinge
korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.2 Resektion mit der Schlinge unter Schneidestrom

4.2.1 Aufhebung der Krafrückwirkung während der Resektion
korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.2.2 Bleibende Veränderung der Blasengeometrie nach der Resektion
vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.2.3 Tiefe der Resektion im Vergleich mit der Tiefe des Eindringens der Schlinge während der Resektion

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.2.4 Ausbreitung eines Koagulationssaums beim Aufliegen der aktivierten Schlinge auf dem Gewebe

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.2.5 Einsinken der aktivierten Schlinge beim Aufliegen auf dem Gewebe

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.2.6 Resektion eines schon resezierten Gebietes

möglich nicht möglich

Veränderungsvorschläge

4.2.7 Perforation

möglich nicht möglich

Veränderungsvorschläge

4.3 Koagulation mit der Schlinge unter Koagulationsstrom

4.3.1 Aufhebung der Kraftrückwirkung während der Koagulation

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.3.2 Bleibende Veränderung der Blasengeometrie nach der Koagulation

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.3.3 Ausbreitung eines Koagulationssaums beim Aufliegen der aktivierten Schlinge auf dem Gewebe

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.3.4 Einsinken der aktivierten Schlinge beim Aufliegen auf dem Gewebe

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.4 Kräfte am Blasenauslass

4.4.1 Krafrückwirkung durch die Bewegung des Instruments zu den Seiten

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.4.2 Krafrückwirkung durch die Neigung des Instruments nach oben

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

4.4.3 Krafrückwirkung durch die Neigung des Instruments nach unten

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

5. SIGNALBALKEN

5.1.1 Signalbalken entspricht der definierten Tiefe und korrespondiert mit der Eintauchtiefe der Schlinge und der Tiefe des Tumorbetts

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

6. FUSSSCHALTER

6.1.1 Fußschalter zur Aktivierung des Koagulationsstroms

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

6.1.2 Fußschalter zur Aktivierung des Schneidestroms

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

6.1.3 Tonsignal bei aktiver Schlinge

vorhanden nicht vorhanden

Veränderungsvorschläge

7.2.2 FRAGENKATALOG B: Bewertung des Prototyps nach urologischen Kriterien

1.GEOMETRIE

1.1 Größe

1.1.1 Durchmesser der gesamten Harnblase

zu groß zutreffend zu klein

Veränderungsvorschläge

1.1.2 Durchmesser des Blasenauslasses

zu groß zutreffend zu klein

Veränderungsvorschläge

1.1.3 Lokalisation des Blasenauslasses

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.1.4 Lokalisation der Ostien und Ureterenleiste

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.1.5 Größe der Ostien und der Ureterenleiste

zu groß zutreffend zu klein

Veränderungsvorschläge

1.1.6 Lokalisation der Luftblase

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.1.7 Größe der Luftblase

zu groß zutreffend zu klein

Veränderungsvorschläge

1.2 Form

1.2.1 Form der gesamten Harnblase

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.2.2 Form der Ostien

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

1.2.3 Form der Ureterenleiste

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

2. VIRTUELLE UMGEBUNG

2.1 Blasenwand

2.1.1 Farbe

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

2.1.2 Vaskularisation

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

2.2 Ostien

2.2.1 Farbe

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

2.2.2 Aussehen

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

2.3 Ureterenleiste

2.3.1 Farbe

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

2.3.2 Aussehen

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

2.4 Flaches Tumorareal

2.4.1 Farbe

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

2.4.2 Aussehen (Details auf der Oberfläche)

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

2.4.3 Form

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

2.4.4 Größe

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

3. ZEITLICHE VERZÖGERUNG

signifikant nicht bemerkbar

Veränderungsvorschläge

4. RESEKTOSKOP

4.1 Resektoskop

4.1.1 Maximale Neigung des Resektoskops zum Blasendach

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.1.2 Maximale Neigung des Resektoskops zu den Seiten

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.1.3 Maximale Neigung des Resektoskops zum Blasenboden

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.1.4 Sichtbare feinere Details der Blasenwand, wenn das Resektoskop sich zur Blasenwand hinbewegt

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.2 Elektrische Schlinge

4.2.1 Eingeogene Schlinge auf dem Monitorbild

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.2.2 Maximal ausgefahrene Schlinge auf dem Monitorbild

zu viel zutreffend zu wenig

Veränderungsvorschläge

4.2.3 Visueller Eindruck der Schlinge

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

4.3 Optik und Orientierung

4.3.1 Feinauflösung bei Näherung an die Blasenwand

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

4.3.2 Allgemeine Orientierung in der Harnblase mit der 30° Optik

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

5. INTERAKTION DES RESEKTOSKOPS MIT DEM GEWEBE

5.1 Schlingenkontakt mit dem Gewebe ohne Aktivierung des Stroms

5.1.1 Kraftrückwirkung beim Verdrängen der Blasenwand (in Vorwärtsrichtung)

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.1.2 Sichtbarer Kontakt der Schlinge mit der Blasenwand

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.1.3 Fühlbarer Kontakt der Schlinge mit der Blasenwand (kleine Kraft?)

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.1.4 Elastizität der Blasenwand

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.2 Resektion mit der Schlinge unter Schneidestrom

5.2.1 Aufhebung der Krafrückwirkung während der Resektion

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.2.2 Veränderung der Blasengeometrie nach der Resektion

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.2.3 Tiefe der Resektion im Vergleich mit der Tiefe des Eindringens der Schlinge während der Resektion

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.2.4 Ausbreitung eines Koagulationssaums beim Aufliegen der aktivierten Schlinge auf dem Gewebe

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.2.5 Größe des Koagulationssaums

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.2.6 Einsinken der aktivierten Schlinge beim Aufliegen auf dem Gewebe

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.2.7 Resektion eines schon resezierten Gebietes

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.2.8 Perforation

möglich nicht möglich

Veränderungsvorschläge

5.2.9 Gewebereaktion auf die Resektion

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.2.10 Visueller Eindruck des resezierten Areal

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.3 Koagulation mit der Schlinge unter Koagulationsstrom

5.3.5 Aufhebung der Krafrückwirkung während der Koagulation

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.3.6 Veränderung der Blasengeometrie nach der Koagulation

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.3.7 Ausbreitung eines Koagulationssaums beim Aufliegen der aktivierten Schlinge auf dem Gewebe

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.3.8 Größe des Koagulationssaums

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.3.9 Einsinken der aktivierten Schlinge beim Aufliegen auf dem Gewebe

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

5.3.6 Visueller Eindruck des koagulierten Areal

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

6. KRÄFTE

6.1.1 Krafrückwirkung durch die Bewegung des Instruments zu den Seiten

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

6.1.2 Krafrückwirkung durch die Neigung des Instruments nach oben

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

6.1.3 Kraftrückwirkung durch die Neigung des Instruments nach unten

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

7. SIGNALBALKEN

7.1 Farben

7.1.1 Blau (nicht tief genug < 2mm)

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

7.1.2 Grün (richtige Tiefe 2 – 4 mm)

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

7.1.3 Gelb (riskant 4 – 5 mm)

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

7.1.4 Rot (Perforation > 5 mm, gilt nur für Blasen hinterwand und Blasendach)

korrekt nicht korrekt

Veränderungsvorschläge

8. BEURTEILUNG DER GESAMTEN ZYSTOSKOPIE UND IHREN ZYSTOSKOPISCHEN EINGRIFFEN

8.1 Endoskopische Inspektion der gesamten virtuellen Harnblase

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

8.2 Auffinden des Tumors

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

8.3 Positionierung des Resektoskops

realistisch akzeptabel nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

8.4 Resektion des Tumors mit der elektrischen Schlinge

realistisch

akzeptabel

nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

8.5 Koagulation des Tumorbettes und seine Umrandung

realistisch

akzeptabel

nicht realistisch

Veränderungsvorschläge

7.3 Anhang C:

Auswertung der Fragenkataloge und Zusammenfassung der Optimierungsvorschläge

7.3.1 Auswertung des Fragenkatalogs nach physikalischen Kriterien

1. Geometrie

1.1 Größe	Gemessener Wert	Vergleich mit Anforderungen
1.1.1 Durchmesser der Harnblase	10 cm	Um 2,2 cm größer
1.1.2 Durchmesser des Blasenauslasses	7 mm	Ein Spielraum des Resektoskop am Blasenauslass von 5 mm ist weder in der Mechatronik noch in der virtuellen Umgebung realisiert worden.
1.1.3 Lokalisation des Blasenauslasses	Im unteren Drittel der Kugel	Stimmt mit den Vorgaben überein
1.1.4 Lokalisation der Ostien und der Ureterenleiste	Ostien sind 45 mm voneinander entfernt und liegen in einem Winkel von 50° vom Blasenauslass	Stimmt mit den Vorgaben überein
1.1.5 Größe der Ostien und der Ureterenleiste	Länge der Ostien ist 6mm Ureterenleiste verbindet die Ostien	Die Länge der Ostien ist 4mm zu klein, Ostien sollten an der Ureterenleiste liegen. Ureterenleiste zieht sich bis an die Seitenwänden
1.1.6 Lokalisation der Luftblase	Am höchsten Punkt der Harnblase	Stimmt mit den Vorgaben überein
1.1.7 Größe der Luftblase	15 mm	Könnte etwas dicker sein, Durchmesser stimmt mit Vorgaben überein. Vorschlag: Brechungsindexsprung von Wasser zu Luft würde sie realistischer gestalten
1.2 Form		
1.2.1 Form der Harnblase	Zylindergeometrie mit einem konkaven Deckel.	Eindruck einer runden Geometrie. An den Nahtstellen kommt es zu leichten Verzerrungen des virtuellen Bildes
1.2.2 Form der Ostien		Zu oval, keine Schlitzform.
1.2.3 Form der Ureterenleiste	Graue eingezeichnete Linie nach oben hin gewölbt	Sie ist nach oben hin gewölbt, anstatt mit der Rundung der Geometrie zu gehen. Sie erfüllt nur die Aufgabe als Orientierung.

2. CCD-Kamera

2.1 Orientierung im Raum	Gemessene Größe	Vergleich mit Anforderung
2.1.1 Monitorbild bewegt sich gleichermaßen nach oben/unten wie das Instrument in der Mechatronikeinheit (MU) nach unten/oben geführt wird	Monitorbild wandert nach oben/unten, wenn sich das Resektoskop in der Mechatronik nach unten/oben neigt	Stimmt überein
2.1.2 Monitorbild bewegt sich gleichermaßen nach rechts/links wie das Instrument in der MU nach links/rechts geführt wird	Monitorbild wandert nach links/rechts, wenn sich das Resektoskop in der Mechatronik nach rechts/links bewegt	Stimmt überein
2.1.3 Kamera dreht sich um die Instrumentenachse, das Instrument bleibt ruhig	Monitorbild rotiert mit gleichbleibenden Bildausschnitt	Stimmt überein
2.1.4 Kamera bleibt ruhig, Instrument dreht sich um die Instrumentenachse	Instrumentenachse ist Mittelpunkt des Monitorbildes. Um ihn rotiert der Bildausschnitt mit 60°. Schlinge rotiert in der Mitte um die Instrumentenachse	Stimmt überein
2.1.5 Kamera und Instrument drehen sich um die Instrumentenachse	Monitorbild und Schlinge drehen sich gemeinsam um die Instrumentenachse. Der Bildausschnitt verändert sich mit der Rotation um 60°	Stimmt überein
2.1.6 Monitorbild verschwindet beim Entkoppeln der Kamera vom Instrument	Monitorbild wird grau	Stimmt überein
2.2 Zoom		
2.2.1 Verhältnis minimalen und maximalen Zoom des Monitorbildes	Der herangezoomte Ausschnitt stellt sich auf dem Monitorbild um einen Faktor 2 größer dar.	Stimmt überein
2.2.2 Bildfeldblende bei minimalem Zoom des Monitorbildes	Bei minimalem Zoom wird es nach außen hin graduell dunkler	Bildfeldblende fehlt
2.2.3 Fullframedarstellung beim Heranzoomen des Monitorbildes	Homogene Ausleuchtung in der Fullframedarstellung	Stimmt überein
2.3 Fokus		
2.3.1 Fokussierung und Defokussierung in jeder Position des Instruments in der MU	Mit dem Kameraring ist jeder Ausschnitt unabhängig von der Position des Resektoskops scharf und unscharf zu stellen	Stimmt überein (Tiefenschärfe?)

3. Resektoskop

3.1 Resektoskop	Gemessene Größe	Vergleich mit Anforderung
3.1.1 Horizontale, vertikale Bewegung des Resektoskops in der MU im Vergleich zum Monitorbild	Mit der Bewegung des Resektoskops in der MU verändert sich der Ausschnitt der virtuellen Harnblase	Stimmt überein
3.1.2 Drehpunkt des Instruments in der virtuellen Welt	Drehpunkt des Resektoskops ist am Blasenauslass	Stimmt überein
3.1.3 Maximale Neigung des Resektoskops zum Blasendach	60°	Stimmt überein
3.1.4 Maximale Neigung des Resektoskops zu den Seiten	60°	Stimmt überein
3.1.5 Maximale Neigung des Resektoskops zum Blasenboden	60°	Stimmt überein
3.2 Resektionsschlinge		
3.2.1 Bewegung der Schlinge auf dem Monitorbild im Vergleich mit der Handbewegung in der MU	Die Schlinge kann mit der Scherbewegung 2 cm ausgefahren werden	Stimmt überein
3.2.2 Eingezogene Schlinge auf dem Monitorbild	Schlinge ist gerade noch am Rand sichtbar	Stimmt überein
3.2.3 Maximal ausgefahrene Schlinge auf dem Monitorbild	Bei maximal ausgefahrener Schlinge beschreibt die Biegung des elektrischen Fadens einen viertel Kreis	Sollte einen durch die 30° Draufsicht einen flacheren Halbbogen beschreiben
3.2.4 Ein- und Ausfahren der Schlinge auf der Instrumentenachse unter Berücksichtigung der 30° Optik	Schlinge fährt entlang der Instrumentenachse. Sie ist immer am oberen Rand zu sehen	Stimmt überein
3.2.5 Rotation der Schlinge im Vergleich mit einer Rotation des Instruments in der MU	Virtuelle Schlinge rotiert gleichermaßen mit dem Instrument in der MU	Stimmt überein
3.2.6 Visueller Eindruck der Schlinge	Schlinge etwas zu dick, Veränderung der Biegung zu stark	Falscher CAD-file integriert
3.3 Optik		
3.3.1 Bildausschnitt in bezug auf die verwendete 30° Optik	Bildausschnitt ist um 30° nach unten verschoben	Stimmt überein
3.3.2 Bildausschnitt in bezug auf die verwendete 30° Optik bei Rotation des Instruments	Siehe Orientierung im Raum	Stimmt überein
3.3.3 Bildausschnitt in bezug auf die numerische Apertur (0.85) des Lichtleiterfaserbündels	Öffnungswinkel von 60°	Stimmt überein
3.3.4 Bildausschnitt bei vertikaler/horizontaler Bewegung des Instruments in der MU	Siehe Orientierung im Raum	Stimmt überein
3.3.5 Sichtbare feinere Details der Blasenwand, wenn das Resektoskop	Auflösung erlaubt kein Erkennen von Unterschiede zwischen	

sich zur Blasenwand hinbewegt	entzündlicher und gesunder Schleimhaut	
-------------------------------	--	--

4. Interaktion von Gewebe und Instrument

4.1 Schlingenkontakt mit dem Gewebe ohne Aktivierung des Stroms	Gemessene Größe	Vergleich mit Anforderung
4.1.1 Krafrückwirkung beim Verdrängen der Blasenwand (in Vorwärtsrichtung)	Wenn die Schlinge schon im Gewebe verschwunden ist wird eine ruckhafte Kraft spürbar. Die Blasenwand bewegt sich nicht	Eine graduell steigende Kraft sollte mit verstärktem Druck auf die Blasenwand in Vorwärtsrichtung zu spüren sein.
4.1.2 Vertiefung der Blasenwand durch Drücken der Schlinge auf die Blasenwand	Schlinge drückt durch Ausfahren gegen die Blasenwand. Blasenwand kann aus größerer Entfernung betrachtet werden	Blasenwand gibt nicht lokal nach. Gesamte Blasenwand weicht zurück, indem der optische Eindruck entsteht, dass die Blasenwand nun weiter weg ist.
4.1.3 Wiederherstellen der Blasengeometrie nach Zurückziehen der Schlinge	Beim Einziehen der Schlinge springt die Blasenwand zurück	Elastizität der Blasenwand ist nur optisch gelöst. Eine lokale Elastizität (Vertiefung) ist nicht realisiert
4.2 Resektion mit der Schlinge unter Schneidestrom		
4.2.1 Aufhebung der Krafrückwirkung während der Resektion	Keine Kraft bei aktiver Schlinge zu spüren	Stimmt überein
4.2.2 Bleibende Veränderung der Blasengeometrie nach der Resektion	Es bleibt eine Vertiefung	Stimmt überein
4.2.3 Tiefe der Resektion im Vergleich mit der Tiefe des Eindringens der Schlinge während der Resektion	Es entsteht der Eindruck, dass die Tiefe des entstandenen Tumorbetts um ein vierfaches größer ist, als die Schlinge eingedrungen ist.	Tiefe sollte sich an der Eindringtiefe der Schlinge orientieren. Halbe Schlinge entspricht einer Tiefe von 2 mm.
4.2.4 Ausbreitung eines Koagulationssaums beim Aufliegen der aktivierten Schlinge auf dem Gewebe	Es entsteht ein hell erleuchteter Saum. Gefäßstrukturen sind noch sichtbar	Lichtintensität wird so groß, dass der Eindruck einer Koagulation entsteht. Die koagulierte Stelle leuchtet. Sie ist nicht weißlich. Das Gewebe verändert nicht seine Konsistenz
4.2.5 Einsinken der aktivierten Schlinge beim Aufliegen auf dem Gewebe		Stimmt überein
4.2.6 Resektion eines schon resezierten Gebietes	Jede beliebige Tiefe ist möglich	Schlingenbreite bestimmt die Breite des entstandenen Tumorbetts. Schlingentiefe bestimmt die mögliche Tiefe des Tumorbetts. Arme der Schlinge sollten nicht ohne Kraft ins Gewebe eindringen

		können.
4.2.7 Perforation	Schlinge kann sich außerhalb der virtuellen Blase befinden. Tiefe der Resektion ist unbegrenzt	Nicht möglich Es sollte eine hart/hart Kollision vom Resektoskop zur virtuellen Harnblase existieren.
4.3 Koagulation mit der Schlinge unter Koagulationsstrom		
4.3.1 Aufhebung der Krafrückwirkung während der Koagulation	Es ist keine Kraft zu spüren	Stimmt überein
4.3.2 Ausbreitung eines Koagulationssaums beim Aufliegen der aktivierten Schlinge auf dem Gewebe	Siehe Schneidestrom	Siehe Schneidestrom
4.3.3 Einsinken der aktivierten Schlinge beim Aufliegen auf dem Gewebe		Stimmt überein
4.4 Kräfte am Blasenaustritt		
4.4.1 Krafrückwirkung durch die Bewegung des Instruments zu den Seiten	Keine Kraft zu spüren	Es sollte eine Kraft zu spüren sein. Aus technischen Gründen ist sie aufgehoben. Vorschlag: Es ist erforderlich Kraftmessungen trotz großer Hebelwirkung von Instrument und aufgesetzter Kamera zu eruieren
4.4.2 Krafrückwirkung durch die Neigung des Instruments nach oben	Keine Kraft zu spüren	Siehe oben
4.4.3 Krafrückwirkung durch die Neigung des Instruments nach unten	Keine Kraft zu spüren	Siehe oben

5. Signalbalken

	Gemessene Größe	Vergleich mit Anforderung
5.1.1 Signalbalken entspricht der definierten Tiefe und korrespondiert mit der Eintauchtiefe der Schlinge und der Tiefe des Tumorbetts	Keine Kongruenz von Eindringtiefe der Schlinge mit der Farbe des Signalbalkens	Signalbalken gibt keine richtige Information

6. Fußschalter

	Gemessene Größe	Vergleich mit Anforderung
6.1.1 Fußschalter zur Aktivierung des Koagulationsstroms	Bei gedrücktem Fußschalter verändert sich das Gewebe nach den	Stimmt überein

	Vorgaben bei Berührung mit der Schlinge und die Kräfte sind aufgehoben	
6.1.2 Fußschalter zur Aktivierung des Schneidestroms	Siehe oben	Stimmt überein
6.1.3 Tonsignal bei aktiver Schlinge	Tonsignal ist vorhanden	Stimmt überein

7.3.2 Auswertung des Fragenkatalogs nach urologischen Kriterien

1. Geometrie

	Realistisch	Akzeptabel	Nicht realistisch	Veränderungsvorschläge
1.1 Größe der Harnblase	3	15		Etwas kleiner
1.2 Form der Harnblase	3	12	3	Blasenboden flacher, Blasenauslass sollte zu sehen sein, verschiedene Füllungszustände sollten möglich sein
1.3 Lokalisation der Ostien und Ureterenleiste in der Harnblase	13	5		Ostien sollten schwerer zu finden sein, gleiche Farbe wie übrige Blasenwand, nur der Schlitz ist sichtbar
1.4 Größe und Form der Ostien und Ureterenleiste			18	Ostien und Ureterenleiste als wichtige Orientierungsmerkmale sollten realistischer sein. Ureterenleiste sollte als Ende des Trigonums geometrisch entstehen
1.5 Lokalisation der Luftblase	18			
1.6 Größe und Form der Luftblase		15	3	Könnte etwas dicker sein

2. Virtuelle Umgebung

	Realistisch	Akzeptabel	Nicht realistisch	Veränderungsvorschläge
2.1 Farbe und Vaskularisation der Blasenwand	18			weniger entzündlich darstellen. Integration von verschiedenen Schleimhautveränderungen wie Narben, Metaplasien, Ödeme
2.2 Details der Blasenwand beim Näherkommen mit dem Instrument	12	6		noch differenziertere Schleimhautstruktur, damit besser zwischen Normalgewebe und entzündlichem Gewebe unterschieden werden kann.
2.3 Farbe und Aussehen der			18	Ostien und Ureterenleiste sollten als

Ostien und der Ureterenleiste				wichtige Orientierungsmerkmale realistisch dargestellt werden Ostien zu rot
2.4 Funktion und Verschiebbarkeit der Luftblase	5	12	2	Luftblase spiegelt und verändert die Sicht des darrüberliegenden Blasendachs
2.5 Farbe und Details der flachen Tumorareale	2	14	2	mehr Gefäßzeichnungen Farbe zu pink Blutbahnen streben zum Tumor hin
2.6 Form und Größe der flachen Tumorareale	4	12	2	weitläufigere Formen großer exophytischer Tumor fehlt

3. Zeitliche Verzögerung

	Signifikant	Nicht signifikant	Veränderungsvorschläge
3.1		18	Nur bei sehr schnellen Bewegungen bemerkbar

4. Resektoskop

	Realistisch	Akzeptabel	Nicht realistisch	Veränderungsvorschläge
4.1 Maximale Neigung des Resektoskops zum Blasendach, zu den Seiten und zum Blasenboden	15	2		Stimmt bei voller Blase. Es sollten aber noch andere Füllungszustände simuliert werden. 70° Optik, damit die ganze Blase inspiziert werden kann
4.2 Eingezogene Schlinge	4	14		Schlinge sollte dünner und weniger breit sein
4.3 Maximal ausgefahrene Schlinge	4	14		Schlinge mit richtiger Breite und Dicke
4.4 Aussehen der Schlinge	4	14		siehe oben
4.5 Allgemeine Orientierung in der Harnblase mit 30°Optik	4		12	optische Orientierungshilfe, wenn die Schlinge auf die Blasenwand trifft. leichte Kraft spürbar beim Aufsetzen der Schlinge auf die Blasenwand Merkmale auf der Schleimhaut wie Narben und Erhebungen erleichtern die Orientierung Entfernung der Schlinge von der Blasenwand ist absolut nicht

				einschätzbar
4.6 Optik: Feinauflösung beim heranzoomen	10		5	noch klarere Struktur bei der Feinauflösung, damit Normalgewebe vom entzündlichen Gewebe unterschieden werden kann

5. Interaktion von Gewebe und Instrument

5.1 Schlingenkontakt mit Gewebe ohne Strom	Realistisch	Akzeptabel	Nicht realistisch	Veränderungsvorschläge
5.1.1 Sichtbarer Kontakt der Schlinge mit der Blasenwand			18	Schlinge sollte nicht in Blasenwand verschwinden, sondern die Blasenwand einmulden Implementierung von Schatten zeigt die Entfernung der Schlinge von der Blasenwand an
5.1.2 Fühlbarer Kontakt der Schlinge mit der Blasenwand			18	leichter Widerstand sollte gespürt werden
5.1.3 Elastizität der Blasenwand			18	je nach Füllungszustand einmulden der Blasenwand mit der Schlinge
5.2 Resektion unter Schneidestrom				
5.2.1 Veränderung der Blasengeometrie nach Resektion		6	12	Tumorbett erscheint zu tief. Die Tiefe ist nicht abschätzbar Resektionsspäne fehlen Perforation sollte einfacher sein
5.2.2 Tiefe der Resektion im Vergleich mit der Tiefe der eingedrungenen Schlinge			18	Sollte übereinstimmen, Tumorbett erscheint tiefer als die Schlinge eindringt Tiefe der eingedrungenen Schlinge sollte Orientierung sein Schlinge sollte auf dem Tumorbett aufliegen können
5.2.3 Geschwindigkeit und Größe der Ausbreitung eines Koagulationssaums unter Schneidestrom		8	10	Ausbreitung des Koagulationssaums unter Schneidestrom geht schneller
5.2.4 Einsinken der Schlinge unter Schneidestrom		14	4	Schlinge sollte schneller eindringen und perforieren
5.2.5 Resektion eines schon resezierten Gebietes		12	6	Es entstehen zu große Krater um mit der Schlinge genau auf dem resezierten Gebiet aufsetzen zu können
5.2.6 Perforation			18	Schlinge sollte schneller eindringen und perforieren können
5.2.7 Gewebereaktion auf die Resektion			18	Es fehlt Blutungen, Koagulationssaum, Schaum, Bläschen, Rauch, Verfärbungen, Resektionsspäne, Gewebefetzen an der Schlinge, Verfärbung der Schlinge

5.2.8 Aussehen des resezierten Areal		2	16	Gefäßzeichnungen verschwinden Gewebe leuchtet nicht, es ist weißlich filzig mit kleinen karbonisierten Punkten
5.3 Koagulation mit der Schlinge unter Koagulationsstrom				
5.3.1 Veränderung der Blasengeometrie nach Koagulation	3	15		
5.3.2 Geschwindigkeit und Größe der Ausbreitung eines Koagulationssaums unter Koagulationsstrom	3	15		
5.3.3 Einsinken der Schlinge unter Koagulationsstrom	3	15		
5.3.4 Visueller Eindruck des koagulierten Areal		2	16	Gefäßzeichnungen verschwinden Gewebe leuchtet nicht, es ist weißlich filzig mit bräunlichen Stellen

6. Rückstellkraft

	Zu viel	zutreffend	Zu wenig od. nicht realisiert	Veränderungsvorschläge
6.1 Spüren einer Kraft, wenn das Instrument die Blasenwand berührt		3	12	Wenn das Instrument die Blasenwand berührt, sollte neben einem optischen Eindruck auch eine leichte Kraft zu spüren sein.
6.2 Das Spüren einer Kraft, wenn das Instrument die Blasenwand verdrängt		15		Es sollte eine Kraft vorhanden sein, wenn das Instrument an der Blasenwand ist und die Schlinge durch das Ausfahren die Blasenwand verdrängt.
6.3 Kraftrückwirkung beim Verdrängen der Blasenwand mit der Schlinge			18	Kraft nur mit ganzem Instrument fühlbar, Kraftwirkung auch separat beim Ausfahren der Schlinge vorhanden Kraft sollte früher einsetzen und stetig anwachsen große Krafteinwirkung auf die Blasenwand verursacht Blutungen/Perforation
6.4 Kraftrückwirkung durch die Neigung des Instruments zu den Seiten, nach oben und nach unten			18	Eine Kraft sollte auf alle Fälle zu spüren sein, wenn das Instrument zum Blasendach hin geneigt wird.
6.5 Keine Kraft während der Resektion		12	6	
6.6 Keine Kraft während der Koagulation		2	14	

7. Signalbalken

	Realistisch	Akzeptabel	Nicht realistisch	Veränderungsvorschläge
7.1 Blau = nicht tief genug < 2 mm Keine Histologie möglich				Anstatt einem Balken, der an einer Seite des Monitors gezeigt wird, könnte die Arme der Schlinge die Farbe und somit die Tiefe anzeigen.
7.2 Grün = perfekte Tiefe zwischen 2 und 4 mm				In der Realität gibt es keinen Mittelwert. Es gibt dünne, dicke, vulnerable und harte Harnblasen. Frage ist, ob der Balken sinnvoll ist.
7.3 Gelb = Riskant zwischen 4 und 5 mm				
7.4 Rot = Perforation > 5 mm				

8. Bewertung der einzelnen Schritte einer virtuellen Zystoskopie mit Resektion

	Realistisch	Akzeptabel	Nicht realistisch	Veränderungsvorschläge
8.1 Endoskopische Inspektion der virtuellen Blase	15	3		Es sollte mehr Kraft generell zu spüren sein, wenn sich das Instrument in der Harnblase bewegt
8.2 Detektion des Tumorareals	13	5		Außer einem flachen Tumorareal, sollte ein großer exophytischer Tumor zu sehen sein. Unterschied zwischen suspektem Gewebe und Normalgewebe sollte vorhanden sein.
8.3 Positionierung des Resektoskops	15	3		Optisches Erkennen, dass die Schlinge die Blasenwand berührt. In Realität ist es deutlicher. Es sollte eine Gewebereaktion auf die Berührung mit der Schlinge geben.(Vertiefung, Verdrängen).
8.4 Resektion des Tumorareals mit der Resektionsschlinge	3	15		Reseziertes Gewebe sollte sich abschälen und teilweise an der Schlinge kleben bleiben. Gewebereaktion auf die Resektion mit Blutungen, Luftbläschen, Rauch, Koagulation und Schnipsel sollte zu sein sehen.
8.5 Koagulation des Tumorbettes und Umrandung	2	13	3	Einzelne blutende Gefäße sollten zusehen sein. Trübung durch blutende Gefäße

8 Verzeichnis der verwendeten Software, Formelzeichen, Symbolen und Abkürzungen

8.1 Verwendete Softwareprodukte

DPS	D IGITAL p rocessing systems [DPS02]
Adobe PHOTOSHOP	Photoshop ist eine Software von Adobe [ADO02]
Adobe Premiere	Adobe Premiere ist eine Software von Adobe [ADO02]
FEMAP	Femap [FEM02] ist ein Teil von SDRC. Die Anwendung von FEMAP wurde vorgestellt in einem Review Meeting vom 16/17 July 2001 in Cergy-Pontoise, Frankreich [MIS01A]
SOFTIMAGE	Softimage ist ein Warenzeichen von Softimage [SOF02]

8.2 Verwendete Grafik- und Videoformate

BMP	Microsoft Windows Bitmap, Rastergrafik, meist keine Kompression; wird von den meisten Grafikprogrammen unterstützt, die unter MS-Windows arbeiten [WEI97].
DXF	Vektorgrafik; Format für vektororientierte Programme; entwickelt von der Firma Autodesk, die gleichzeitig der Hersteller des CAD-Programms AutoCAD ist [WEI97].
JPEG	Rastergrafik; JPEG(Joint Photographic Experts Group) ist gleichzeitig der Name einer Standardisierungs-Organisation, eines Kompressionsverfahren und eines Grafikformates [WEI97].
PAL	In Europa verwendeter Videostandard, Bildwechselfrequenz 50 Hz, 768x576 Pixel

PICT	Metagrafik; basiert auf dem Macintosh eigenen Grafikprotokoll Quick Draw [WEI97].
Targa	Rastergrafik; entwickelt von AT&T und Truevision ist Targa bzw. TGA ein weitverbreitetes Format im Bereich der Bildverarbeitung; keine Kompression [WEI97].
TIFF	Rastergrafik; Tag Image File Format; keine Kompression; entwickelt von der Firma Aldus Corporation; eines der wichtigsten Formate für Rasterdateien [WEI97].
VRML 1	Virtual Reality Modelling Language Spezielle Sprache, mit deren Hilfe komplexe 3D-Welten umschrieben werden können. Auf diese Weise lassen sich 3D-Welten über das Internet verschicken, ohne aufwendige Grafiken transportieren zu müssen.

8.3 Formelzeichen, Symbole und Abkürzungen

A	Apertur
ADC	Analogue Digital Converter
AP-HP	Assistance Publique Hospitaux de Paris
ATM	Active Trokar Modul
b	Öffnungswinkel
BPH	Benigne Prostatahyperplasie
Charr.	Charrière
CU	Computer Unit
CT	Computer Tomographie
DSP	Digital Signal Processor
FFB	Force Feed Back
HF	Hochfrequenz
MAS	Minimal Access Surgery
MIC	Minimal Invasive Chirurgie
MIS	Minimal Invasive Surgery
MRT	Magnet-Resonanz-Tomographie

8. Verzeichnis der verwendeten Software, Formelzeichen, Symbolen und Abkürzungen

MU	Mechatronic-Unit
n	Brechungsindex
Nd:YAG	Neodym- YAG
PDD	Photodynamische Diagnose
PPIX	Protoporphyrin IX
SMIT	Society for Minimally Invasive Therapy
TIS od. CIS	carcinoma in situ
TT&S	Thomson Training & Simulation
TUR-B	Transurethrale Resektion der Blase
U	Umfang mit $U = 2pr$
UoB	University of Bristol
UoD	University of Dundee
VR	Virtual Reality

9 Literaturverzeichnis

- [ADO02] : *Adobe homepage*
www.adobe.com ; 2002
- [AHL02] : Ahlberg, G., Heikkinen, T., Iselius, L., Leijonmarck, CE., Rutqvist, J. and Arvidsson, D.: *Does training in a virtual reality simulator improve surgical performance?*
Surg Endoscopy 2002; Vol. 16: 126-129
- [AVI00] : Avis, N. J.: *Virtual environment technologies*
Min Invas Ther & Allied Technol 2000; Vol. 9: 333-340
- [AYA00] : Ayache, N.: *EPIDAURE: Medical Imaging and Robotics*
<http://www.inria.fr/recherche/equipes/epidaure.en.html> ; 2000
- [BAR00] : Bar-Meir, S.: *Simbionix simulator*
http://www.simbionix.com/Media_1.html ; 2000
- [BAR95] : Barfield, W. and Hendrix, C.: *Factors Affecting Presence and Performance in Virtual Environments*
Morgan, K and et al. (Hrsg.) in *Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare*; IOS Press; Amsterdam; 1995; 21-28
- [BAU96] : Baumann, R., Maeder, W., Glauser, D. and Clavel, R.: *Force Feedback for Virtual Reality Based Minimally Invasive Surgery Simulation*
at Medicine Meets Virtual Reality MMVR4, San Diego, CA; 1996
- [BIL96] : Billingham, M., Savage, J., Oppenheimer, P. and Edmond, C.: *The Expert Surgical Assistant: An Intelligent Virtual Environment with Multimodal Input*
at Medicine Meets Virtual Reality IV, 1996; 1996
- [BOS99] : *Robert Bosch GmbH Kraftfahrtechnisches Taschenbuch*
Vieweg, 1999; Braunschweig; 1999;
- [BRO99] : Bro-Nielsen, M., Tasto, J. L., Cunningham, R. and Merrill, G. L.: *PreOp Endoscopic Simulator: A PC-Based Immersive Training System*
1999;

- [BUN02] : Bundesärztekammer: *Minimal-invasive Chirurgie: Wenig Aufwand für große Leistung*
<http://www.bundesaerztekammer.de/25/20020110/200201106.html> ; 10-1-2002
- [DHB01] : *Minimal invasive Chirurgie (MIC)*
http://www.dhzb.de/Deutsch/Chirurgie/CH_11.html ; 2002
- [DIN97] : Dinsmore, M., Langrana, N., Burdea, G. and Ladeji, J.: *Virtual Reality Training Simulator for Palpation of Subsurface Tumors*
Virtual Reality Annual International Symposium (VRAIS 97); The state University of New Jersey; 1997;
- [DPS02] : *dps homepage*
www.dps.com ; 2002
- [EHR02] : Ehrhardt, A.: pers. Mitteilung: *Fußschalter*
2002
- [ENG97] : Englmeier, K-H.: *Virtuelle Realität in der Medizin - Der virtuelle Mensch*
GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit GmbH, Institut für Medizinische Informatik und Systemforschung; 1997; 6
- [FEM02] : *femap homepage*
www.femap.de ; 2002
- [FRA01] : Francis, N.: *The state of the art of training in MAS (Minimal access surgery)*
MISSIMU - Progress Report; 2001;
- [HAL78] : Halldorsson, T and Langerholc, J.: *Thermodynamic analysis of laser irradiation of biological tissue*
Appl Optics 1978; Vol. 17: 3948-3950
- [HOC01] : Hochberger, J., Maiss, J., Magdeburg, B., Cohen, J. and Hahn, E. G.: *Training simulators and education in gastrointestinal endoscopy: current status and perspective in 2001*
Endoscopy 2001; Vol. 33(6): 541-549
- [HOF88A] : Hofstetter, A.: *Laserkoagulationstherapie des Harnblasenkarzinoms*
Schüler, J. and Hofstetter, A. (Hrsg.) in *Endourologie*; Thieme Stuttgart New York; 1988; 261
- [HOF95A] : Hofstetter, A.: *Harnblase*
in *LASER in der Urologie, Eine Operationslehre*; Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York; 1995; 68-73
- [HOF96] : Hofstetter, A. and Eisenberger, F.: *UROLOGIE für die Praxis*
Springer Verlag Berlin Heidelberg New York; 1996; 131

- [HOF79A] : Hofstetter, A. and Frank, F.: *Der Neodym-YAG-Laser in der Urologie*
Editiones Roche, Basel 1979;
- [IRI00] : Irion, K. Böhm R. Kohlberg S. and Viebach, T.: *Simulatorvorrichtung mit
zumindest zwei Bewegungsfreiheitsgraden für ein Instrument*
Pat. Nr.: DE 100 55 294 A1, DE 100 55 294 A1; Deutschland; 3-11-2000
- [IRI02] : Irion, K.: pers. Mitteilung: *Endoskopische Untersuchungen in der Urologie*
2002
- [KEE96] : Keeve, E., Girod, S., Schaller, S. and Girod, B.: *Special Issue of Signal
Processing on Medical Image Compression - Adaptive Surface Data
Compression*
<http://www.nt.e-technik.uni-erlangen.de/schaller/Welcome.html>. 1996
- [KEL00] : Kelm-Kahl, I. and Niethard, F. U.: *Alternative Methoden zu minimal-invasiven
Eingriffen*
[http://yavivo.lifeline.de/Verfahren/Orthopaedie/orthopaedie/004alternative_me
thoden.html](http://yavivo.lifeline.de/Verfahren/Orthopaedie/orthopaedie/004alternative_me
thoden.html) ; 4-5-2001
- [KIS02] : *KISMET- homepage*
<http://www-kismet.iai.fzk.de> ; 2002
- [KOZ00] : Kozel, M.: *Endoskopie*
Universität Karlsruhe (TH) Institut für Prozessrechenstechnik, Automation und
Robotik; 2000; 2
- [KRI99F] : Kriegmair, M., Zaak, D., Stepp, H., Baumgartner, R., Knuechel, R. and
Hofstetter, A.: *Transurethral resection and surveillance of bladder cancer
supported by 5-aminolevulinic acid-induced fluorescence endoscopy*
Eur Urol 1999; Vol. 36: 386-392
- [LEH88] : Lehmann, R., Meier, H. and Willital GH: *Veränderungen intra- und
extrazellulärer Strukturen nach Nd:YAG Laser Resektion.*
Laser Med Surg 1988; 116-119
- [LEO71] : Leonhardt, H.: *Epithelgewebe*
in *Histologie und Zytologie des Menschen*; Georg Thieme Verlag Stuttgart;
1971; 80-81
- [LEO87] : Leonhardt, H.: *Anatomie des Menschen Band II*
Rauber/Kopsch, Georg Thieme Verlag 1987; 1987; 419-427
- [MAT02] : Matouschek, E. *Endoskopisches Instrumentarium in Urologisch-
endoskopische Operationen*, Schattauer Verlag
- [MIC02] : *Die minimal-invasive Chirurgie ("Knopflochchirurgie")*
http://www.prof-roka.at/sd_mininv.html ; 2002

- [MIS01A] : Kévin Ly-van: *Mesh with the commercial software FEMAP*
MISSIMU, Esprit Project N°. 26329; Paris; 16-7-2001;
- [MIS01B] : Noll, M.: *Database of “panorama-images” for virtual bladder background*
MISSIMU, Esprit Project N°. 26329; München; 20-1-2001;
- [MIS01C] : Noll, M.: *Database for cystoscopic procedures*
MISSIMU, Esprit Project N°. 26329; München; 16-6-2001;
- [MIS01D] : Noll, M.: *Database for pathologic cases of the bladder*
MISSIMU, Esprit Project N°. 26329; München; 25-8-2001;
- [MIS02A] : Noll, M.: *Final Demonstration of the Endo-Uro-Simulator, Evaluation April 2002*
MISSIMU, Esprit Project N°. 26329; München; 25-4-2002; 3-9
- [MIS01] : Storz, et al: *Description of the RTD Project, Project objectives*
MISSIMU, Esprit Project N°. 26329; Tuttlingen; 2001; 3
- [MIS99C] : TT&S: *Spécifications préliminaires pour le data package de la Cystoscopie*
Technical note n° 005/TT&S; MISSIMU, Esprit Project N°. 26329; Paris; 29-9-1999;
- [MIS99A] : University of Bristol: *D.4.1.1 Hardware Design Document - Position Sensing*
MISSIMU, Esprit Project N°. 26329; Bristol; 30-7-1999; 3
- [MIS99B] : University of Bristol: *D.4.3.1 Design-Driving Electronics*
MISSIMU, Esprit Project N°. 26329; Bristol, UK; 30-7-1999; 5
- [MÜL96] : Müller, W. K., Ziegler, R., Bauer, A. and Edgar, H. H.: *Virtual Reality in Surgical Arthroscopic Training*
Journal of Image Guided Surgery, Wiley-Liss, New York, 1996 1996;
- [MWW02] : *Endoskopie*
http://www.m-ww.de/enzyklopaedie/diagnosen_therapien/endoskopie.html ;
12-2-2002
- [NLM01] : *The Visible Human Project*
http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html ; 13-7-2001
- [PAG78] : Page, B. H., Levison, U. B. and Corwen, M. P.: *The site of recurrence of non-infiltrating bladder tumors*
Br J Urol 1978; Vol. 50: 237-238
- [PAU01] : Pauker Ingenieure Kohlberg, S.: pers. Mitteilung: *Mechatronikeinheit*
2001
- [PEA02] : Pearson, AM, Gallagher, AG, Rosser JC and Satava, RM: *Evaluation of structured and quantitative training methods for teaching intracorporeal knot tying*
Surg Endoscopy 2002; Vol. 16: 130-137

- [QAY99] : Qayumi, Karim A. and Qayumi, T.: *Computer-assisted learning: cyberPatient-a step in the future of surgical education*
J Invest Surg 1999; Vol. 12: 307-317
- [RAD02] : Radetzky, A.: *SUSILAP-G: Operationssimulator mit haptisch-kinästhetischer Rückmeldung*
http://www.umi.cs.tu-bs.de/full/research/virtual_med/opsimulator.html ; 2002
- [REI02] : Reich, O.: pers. Mitteilung: *Klassische Operationsausbildung in der Medizin*
2002
- [REU99A] : Reuter: *Geschichte der Endoskopie I*
Kohlhammer in Komm (Stuttgart); 1999;
- [RO87] : Ro, Jae Y., Ayala, A. G. and El-Naggar, A.: *Muscularis Mucosa of Urinary Bladder*
J Surg Pathol 1987; Vol. 11: 668-673
- [SAT93] : Satava, R. M.: *Virtual reality surgical simulator*
Surg Endoscopy 1993; Vol. 7: 203-205
- [SCH00C] : Schildberg, F.-W.: *MIC - Ziele*
<http://www.med.uni-muenchen.de/gch/mic/ziele.html> ; 2000
- [SCH97A] : Schildberg, F.-W. et al: *Anteil konventioneller und laparoskopischer Operationen in der Allgemein- und Viszeralchirurgie 1997*
<http://www.med.uni-muenchen.de/gch/mic/anteil.html> ; 16-9-2000
- [SCH97C] : Schildberg, F.-W. et al: *MIC-Eingriffe*
<http://www.med.uni-muenchen.de/gch/mic/eingriffe.html> ; 16-9-2000
- [SCH00B] : Schildberg, F.-W. et al: *MIC-Überblick*
<http://www.med.uni-muenchen.de/gch/mic/info.html> ; 16-9-2000
- [SCH02] : Schipper, E. and Schimpelick, V.: *Requirements and Possibilities of Computer Assisted Endoscopic Surgery*
The MIT Press.; 2002; 561-565
- [SCH97] : Schmeller, N.: *Urogenitale Tumoren*
Tumorzentrum München; 1997; 39-47
- [SMI02] : Smith Corde, J.: *Force-Feedback-Systeme*
<http://www.hitl.washington.edu/scivw/EVE/I.C.ForceTactile.html> ; 2002
- [SOB94A] : Sobotta and Hammersen: *Histologie, Farbatlas der Mikroskopischen Anatomie*
Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore 1994; 1994; 177
- [SOF02] : *softimage homepage*
www.softimage.com ; 2002

- [SOL80] : Solowas, M. S. and Martens, S.: *Urothelial resceptibility of tumour cell implantation: influence of canterization*
Cancer 1980; Vol. 46: 1158-1163
- [STE93] : Steed, A.: *A Survey of Virtual Reality Literature*
Department of Computer Science, Queen Mary and Westfield College,
University of London, UK; 1993; 623
- [STE99] : Stepp, H.: *Fluoreszenzdiagnostik des Harnblasenkarzinoms mit 5-Aminolävulinsäure - Grundlagen und Ergebnisse -*
1999;
- [STO97A] : Stepp, H., Ehrhardt, A., Irion, K. and Tafelmaier, H.: *Endoskopische bzw. mikroskopische Vorrichtung zur photodynamischen Diagnose*
Pat. Nr.: DE 19721454A1; 22-5-1997
- [STO97] : *Karl Storz – Endoskope Urologie 5.Ausgabe 1/97 DOK-TV-INTRO 2*
1997;
- [STO01] : Storz, et al: *MISSIMU, Description of the RTD Project , Exploitation plan*
Missimu 26329- Annex I Part II; 2001;
- [SZÉ97] : Székely, G. and Hug, J.: *Virtual Worlds für Chirurgen der nächsten Generation*
BULLETIN ETH Zürich 1997;
- [TEN02] : Tendick, F., Jennings, R. W., Tharp, G. and Stark, L.: *Perception and Manipulation Problems in Endoscopic Surgery*
The MIT Press.; 2002; 567-575
- [THO99A] : Thomson Training & Simulation: *D 5.7.2 Software Test Document for the Modelling Tools*
20-7-1999; 5
- [TRO96] : Trowbridge, T. and Hollands, R.: *Virtual Arthroscopic Knee Surgery Simulator*
<http://www.shef.ac.uk/~vrmbg/arthro1.html> ; 1996
- [VAN02] : Vanhecke, K. and Schollmeyer, T.: *Laparoskopischer Trainingsimulator 2000 (LS 2000)*
Endoskopie heute, Abstracts XXXII.Kongress der Deutschen Gesellschaft für Endoskopie und bildgebende Verfahren 14-3-2002;
- [VEK00] : *VEKATS - Virtual Environments Knee Arthroscopy Training System*
http://www2.dcs.hull.ac.uk/simmod/surgical_training_systems.html ; 5-11-2000
- [VSL01A] : *VSL - Endoscopic Surgery Simulator*
<http://www.vsl.ist.ucf.edu/groups/ieg/endoscop/endoscop.html> ; 2001

- [VSL01C] : *VSL - Endoscopic Surgery Simulator Benefits*
http://www.vsl.ist.ucf.edu/groups/ieg/endoscop/background_benefits.html ;
2001
- [VSL01D] : *VSL - Endoscopic Surgery Simulator Capabilities*
http://www.vsl.ist.ucf.edu/groups/ieg/endoscop/background_capabilities.html ;
2001
- [VSL01B] : *VSL - Endoscopic Surgery Simulator Background*
<http://www.vsl.ist.ucf.edu/groups/ieg/endoscop/background.html> ; 2001
- [WAG99] : Wagner, S. and Stepp, H.: *Technische Grundlagen der Fluoreszenzzytoskopie*
Baumgartner, R.; Kriegmair M. and Hofstetter, A. (Hrsg.) in
Fluoreszenzdiagnostik des Harnblasenkarzinoms mit 5-Aminolävulinsäure-
Grundlagen und Ergebnisse; Verlag Endo-Press, Tuttlingen; 1999; 35
- [WAG00] : Wagner, S.: *Fluoreszenzquantifizierung beim Harnblasenkarzinom nach*
Instillation von 5-Aminolävulinsäure
2000; 121
- [WEI97] : Weidner, K. and Kelz, A.: *Grafikformate*
<http://www.lrz.muenchen.de/service/grafikformate/#2.1.1> ; 24-7-1997
- [WEL75] : Weldon, T. E. and Soloway, M. S.: *Susceptibility of urethelium to neoplastic*
cellular implantation
Urology 1975; Vol. 5: 824-827
- [XIT02] : *XiTact - Virtual Patient*
http://www.ist-prize.org:8000/ITP/2001_XiTact_SA ; 26-2-200

Danksagung

Mein allerherzlichster Dank gilt:

- Herrn Prof. Dr. med. Dr. h. c. mult. A. Hofstetter. Für sein sicheres Gespür für bahnbrechende Erneuerungen, welches ermutigt und den Weg geebnet hat, diesen Urologie-Simulator an seinem Institut mit zu entwickeln, zu evaluieren und zu optimieren.
- Herrn Dr. rer. nat. Reinhold Baumgartner. Für seine Unterstützung bei diesem so interessanten und zukunftsorientierten Thema, sowie den Freiraum den ich für die Auseinandersetzung mit dieser Aufgabe von ihm bekam.
- Herrn Dr. rer. nat. Klaus Irion von der Firma Karl Storz GmbH & Co. Für seine große Unterstützung bei der Konzeption dieser Arbeit und seine klaren und präzisen Formulierungsvorschläge.
- Herrn Dr. rer. biol. hum. Herbert Stepp. Für seine unermüdliche Hilfsbereitschaft auch nach vielen Stunden Arbeit und seine Begeisterungsfähigkeit, die jeden zu Bestleistungen animiert.
- dem ganzen OP 04 Team. Allen Ärzten, Schwestern und Pflegern, die trotz meist engem Zeitrahmen viele Stunden lang die Videoaufnahmen unterstützt haben. Für alle Gespräche, alle Anregungen und Verbesserungsvorschläge, die die Basis für den Urologie-Simulator darstellten und den Simulator in naher Zukunft zu einer Optimierung verhelfen werden.
- Herrn Dr. med. Oliver Reich für die klinische Betreuung und Herrn Dr. med. Michael Siebels für die Unterstützung bei der Konzeption dieser Arbeit.
- Herrn Dipl. Ing. Thomas Pongratz und Herrn Franz Kost. Bei jeder technischen Frage konnten sie helfen.
- Herrn Dr. rer. biol. hum. Ronald Sroka und Herrn Dr. rer. nat. Wolfgang Beyer für ihre humorvolle freundliche Unterstützung.
- Monsieur Serge Couvet, Monsieur Thomas Poquillon et Monsieur Kévin Ly-van de Thomson Training & Simulation. Travailler ensemble était un très grand plaisir.
- last, but not least den ganzen Mitarbeitern des LFLs. Es ist mir eine Freude mit ihnen zusammen zu arbeiten. Jeder war auf seine ganz bestimmte Art für mich eine wichtige Unterstützung.

Curriculum Vitae

Name: Margarita Noll
Geburtsdatum: 23. September 1961 in Bad Camberg
Studienadresse: Laser-Forschungslabor an der Urologischen Klinik
der Ludwig-Maximilians-Universität
Marchioninistr 23
D-81377 München
Tel: +49-89-70954884
Fax: +49-89-70954864
E-mail: mnoll@life.med.uni-muenchen.de

Werdegang:

Aug 68 - Jun 72 Grund- und Hauptschule, Camberg
Aug 72 - Mai 81 Marienschule Limburg (Abitur)
Okt 81 - Nov 86 Lehramtsstudium für Musik und Sport, Sekundarstufe I an der Johann-Wolfgang-Goethe Universität, Frankfurt (1. Staatsexamen)
Staatsexamensarbeit über den Aufbau und die Entwicklung der Musikpädagogik in Schulen, Medien und Freizeit in Israel im Rahmen eines Studienaufenthalts in Israel.
Dez 86 - Jul 87 Unterrichtstätigkeit als Deutschlehrerin, Paris, Frankreich
Sprachenschule an der Alliance Francaise, Paris, Frankreich
Nov 87 - Mai 89 Referendariat (Musik und Sport), Gesamtschule Bleidenstadt (2. Staatsexamen)
Jun 89 - Aug 89 Pädagogische Betreuung und Sportlehrerin
Summerschool for Fine Arts, Belvoir Terrace MA, USA
Sep 89 Sportlehrerin, Summercamp Dan Bee, MA, USA
Dez 89 - Mai 90 Geschäftsleitung Sportboutique 'Step-in', Leysin, Schweiz

- Nov 90 - Mai 99 Studium der Physik an der Ludwig-Maximilians-Universität, München
Diplomarbeit: Bau und Entwicklung von Driftrohren (straw-tubes) für das COMPASS Experiment am CERN (Genf, Schweiz) zum Nachweis geladener hochenergetischer Teilchen.
- Apr 91 - Apr 92 Softwarepräsentation für die Firma Dec Direct, München auf Computerefachmessen (CEBIT u. Systems)
- Jul 92 - Jul 95 Projektierung und Organisation von Messepräsentationen für die Firma L.A. GEAR. Los Angeles in München
- Jun 99 - Jul 02 Dissertation zum Dr. rer. biol. hum., Medizinischen Fakultät der LMU, Schwerpunkt: Entwicklung eines virtuellen Operationssimulators für die Urologie.

Sonstiges:

- Fremdsprachen: Englisch, Französisch
- Tätigkeiten: Moderations- und Lehrtätigkeiten
- Sport: 1972 - 1982 jeweils Hessenmeister im Geräteturnen.
1993 Deutscher- und Vice-Europamannschaftsmeister, Lissabon in Tanz, Akrobatik und Minitrampolin.