

Aus der Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Gefäßchirurgie  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Vergleich von dreidimensionaler und zweidimensionaler  
Laparoskopie im Hinblick auf Geschwindigkeit, Präzision und  
Kraftaufwand:  
eine prospektive, randomisierte, kontrollierte Studie

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Anne-Kristin Vierheilig

aus Werneck

Datum der Promotion: 25.06.2017

Inhaltsverzeichnis	
Abkürzungsverzeichnis	
Abbildungsverzeichnis	
Tabellenverzeichnis	
Abstrakt auf Deutsch/Englisch	

<b>1</b>	<b><u>EINLEITUNG</u></b>	<b>12</b>
1.1	<b>DIE GESCHICHTE DER LAPAROSKOPIE</b>	<b>12</b>
1.2	<b>LAPAROSKOPIE IN DER KLINIK: VORTEILE UND NACHTEILE</b>	<b>15</b>
1.3	<b>PHYSIOLOGIE DER TIEFENWAHRNEHMUNG</b>	<b>17</b>
1.4	<b>3D-TECHNOLOGIE: HISTORIE BIS ZUM AKTUELLEN OP-EINSATZ</b>	<b>19</b>
1.4.1	3D-EVOLUTION IN DER UNTERHALTUNGSINDUSTRIE: MÖGLICHKEITEN DER STEREOSKOPISCHEN DARSTELLUNG	19
1.4.2	DER WEG DER 3D-TECHNOLOGIE IN DEN OPERATIONSSAAL	23
1.4.3	AKTUELLE CHIRURGISCH NUTZBARE 3D-GERÄTE	23
1.5	<b>ZIELSETZUNG DER ARBEIT</b>	<b>25</b>
<b>2</b>	<b><u>MATERIAL UND METHODEN</u></b>	<b>27</b>
2.1	<b>MATERIAL</b>	<b>27</b>
2.2	<b>METHODEN</b>	<b>33</b>
2.2.1	STUDIENDESIGN	33
2.2.2	AUFGABEN	34
2.2.3	GRUPPENEINTEILUNG: NICHTEXPERTEN UND EXPERTEN	36
2.2.4	ROHDATENVERARBEITUNG UND STATISTIK	37
<b>3</b>	<b><u>ERGEBNISSE</u></b>	<b>39</b>
3.1	<b>DEMOGRAPHIE</b>	<b>39</b>
3.2	<b>HYPOTHESE I: UNGEACHTET DER LAPAROSKOPIE-ERFAHRUNG DER PROBANDEN FÜHRT DIE DREIDIMENSIONALE SICHT ZU BESSERER PERFORMANCE, GEMESSEN AN DEN ECONOMY OF MOTION (EoM) PARAMETERN UND GERINGERER KRAFTENTWICKLUNG AUF DAS HANDLUNGSUMFELD.</b>	<b>44</b>
3.2.1	EoM PARAMETER 2D vs. 3D	44
3.2.2	CROSSOVER-ERGEBNISVERGLEICH	50
3.2.3	KRAFTAUFWENDUNGSVERGLEICH 2D vs. 3D	51
3.3	<b>HYPOTHESE II: LAPAROSKOPIE-NICHTEXPERTEN PROFITIEREN MEHR VON DER NEUEN TECHNOLOGIE ALS ERFAHRENE LAPAROSKOPEURE</b>	<b>53</b>
3.3.1	EoM PARAMETER EXPERTEN vs. NICHTEXPERTEN	53
3.3.2	KRAFTAUFWENDUNGSVERGLEICH EXPERTEN vs. NICHTEXPERTEN	57
3.3.3	SCORING	58
3.3.4	WEITERE SUBGRUPPENVERGLEICHE	58
3.4	<b>HYPOTHESE III: BEI ANSPRUCHSVOLLEN AUFGABEN WIE EINEM INTRAKORPORALEN KNOTEN IST DER VORTEIL DER EXPERTEN DURCH DIE DREIDIMENSIONALE SICHT GRÖßER ALS BEIM UNKOMPLIZIERTEN STIFTETRANSFER</b>	<b>60</b>
3.5	<b>SUBJEKTIVE EINSCHÄTZUNGEN</b>	<b>61</b>
3.5.1	KÖRPERLICHE ANSTRENGUNG UND ANSTRENGUNG DER AUGEN	61
3.5.2	ZEITGEWINN	63

3.5.3	ALLGEMEINEINDRUCK UND VORTEILS-VORHERSAGE	65
<b>4</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>67</b>
<b>4.1</b>	<b>EINORDNUNG DER ERGEBNISSE</b>	<b>67</b>
4.1.1	DEMOGRAPHISCHE DATEN	67
4.1.2	DIE 3D-SICHT FÜHRT IN DER GESAMTKOHORTE ZU SIGNIFIKANTER ZEITREDUKTION UND PFADLÄNGENEINSPARUNG	68
4.1.3	NICHTEXPERTEN PROFITIEREN LEDIGLICH BEI DER KOMPLEXEN AUFGABE IN HINBLICK AUF DEN ZEITGEWINN SIGNIFIKANT MEHR VON DER PLASTISCHEN SICHT ALS EXPERTEN	73
4.1.4	BEI KOMPLEXEN AUFGABEN ERREICHEN DIE EXPERTEN MIT DEN 3D-GERÄTEN EINEN GRÖßEREN VORTEIL ZUM KONVENTIONELLEN MODUS ALS BEI SIMPLEN PROZEDUREN	74
4.1.5	SUBJEKTIVE ANGABEN	76
<b>4.2</b>	<b>OPTISCHE SCHWIERIGKEITEN MIT DEM 3D-BILD</b>	<b>77</b>
<b>4.3</b>	<b>LIMITATIONEN</b>	<b>79</b>
<b>4.4</b>	<b>AUSBLICK</b>	<b>80</b>
<b>5</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>82</b>
<b>6</b>	<b>EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG</b>	<b>87</b>
<b>7</b>	<b>LEBENS LAUF</b>	<b>88</b>
<b>8</b>	<b>DANKSAGUNG</b>	<b>90</b>

Anhang: Fragebogen

## Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
CA	Chefarzt
CBF	Campus Benjamin Franklin, Charité – Universitätsmedizin Berlin
CUB	Charité – Universitätsmedizin Berlin
d.h.	das heißt
EMG	Elektromyographie
EoM	Economy of Motion
FA	Facharzt
FLS®	Fundamentals of Laparoscopic Surgery®
ForMoST	Force and Motion Surgical Trainer
HD	high definition
Max	Maximum
Med	Median
MIC	Minimal invasive Chirurgie
Min	Minimum
min	Minute
n	Anzahl
ns	nicht signifikant
OA	Oberarzt
OP	Operation
OUCH	Orthopädie/Unfallchirurgie
PC	Principal Component
s	Sekunden
SAGES	Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons
Tab.	Tabelle
vs.	versus
VS	Videospiel
WB	Weiterbildung

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Bozzinis Lichtleiter.	12
Abb. 2: Nezhats Provisorium, das erste Videolaparoskop und die 3D-TIPCAM von Storz.	15
Abb. 3: Das menschliche Gesichtsfeld.	17
Abb. 4: Basis des räumlichen Sehens, die Querdisparation.	18
Abb. 5: Das erste Stereoskop.	19
Abb. 6: Anaglyphentechnik.	20
Abb. 7: Das Teleview, Vorläufer der Shutterbrille.	21
Abb. 8: Prinzip der Shutterbrille.	21
Abb. 9: Polarisierungstechnik.	22
Abb. 10: Interferenzmethode zur Erzeugung eines räumlichen Bildes.	22
Abb. 11: Funktionsweisen von einkanaligen Endoskopen.	24
Abb. 12: Übersicht über technische Komponenten zur Erzeugung eines 3D-Bildes.	25
Abb. 13: Arbeitsplatz zur Studiendurchführung.	27
Abb. 14: Messbare Freiheitsgrade der Instrumentenbewegung.	28
Abb. 15: Erfassung des Bewegungsvolumens.	29
Abb. 16: Boxtrainer nach studienspezifischen Adaptionen.	30
Abb. 17: Flowchart Studiendesign.	34
Abb. 18: Bildschirmansicht gezielte Objektbewegung („Stiftetransfer“).	35
Abb. 19: Bildschirmansicht Knotenaufgabe.	36
Abb. 20: Boxplot.	38
Abb. 21: Geschlechterverteilung in den Erfahrungsgruppen.	39
Abb. 22: Fachdisziplinen der Teilnehmer.	40
Abb. 23: Einteilung der Probanden in die Experten (grün)- und Nichtexperten (blau)-Gruppe.	42
Abb. 24: Verteilung der Probanden auf die Crossover-Gruppen nach Erfahrungsgrad.	43
Abb. 25: Stiftetransferzeit nach Erfahrungsgruppen im 2D- und 3D-Modus.	45
Abb. 26: Pfadlängen rechts und links im 2D (gelb)- und 3D-Modus (grün).	45
Abb. 27: Proband 100 (exemplarisch) Bewegungsprofil Stiftetransfer.	46
Abb. 28: Knotenaufgabenzeit nach Erfahrungsgruppen im 2D- und 3D-Modus.	47
Abb. 29: Knotenaufgabe: Pfadlängen links und rechts im 2D (gelb)- und 3D-Modus (grün).	48

Abb. 30: Proband 100 (exemplarisch) Bewegungsprofil Knotenaufgabe.	49
Abb. 31: Lerneffekt Experten.	50
Abb. 32: Lerneffekt Nichtexperten.	50
Abb. 33: Kraftaufwendung 2D vs. 3D.	52
Abb. 34: Aufgewendete Maximalkraft bei der Knotenaufgabe nach Erfahrungsgruppen und Modi.	52
Abb. 35: Zeitgewinn der Knotenaufgabe im 3D-Modus nach Erfahrungsgruppen.	54
Abb. 36: Pfadreduktion rechts für die Knotenaufgabe nach Erfahrungsgruppen.	55
Abb. 37: Pfadreduktion links für die Knotenaufgabe nach Erfahrungsgruppen.	55
Abb. 38: Zeitgewinn bei der Erfüllung der Knotenaufgabe im 3D-Modus nach Erfahrungsgruppen.	57
Abb. 39: Subjektive Angaben zur körperlichen Anstrengung von Experten und Nichtexperten.	62
Abb. 40: Subjektive Angaben zur Anstrengung der Augen von Experten und Nichtexperten.	63
Abb. 41: Subjektive Angaben zur Geschwindigkeit von Experten und Nichtexperten.	64
Abb. 42: Gemessene Geschwindigkeit und subjektive Einschätzung der Geschwindigkeit bei der Erfüllung der Knotenaufgabe.	64
Abb. 43: Subjektiver Allgemeineindruck von Experten und Nichtexperten.	65
Abb. 44: Vorteilseinschätzung aller Probanden und Aufschlüsselung nach Erfahrungsgruppen.	66

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Teilnehmende Fachdisziplinen aufgeschlüsselt nach Probandenfunktion.	40
Tab. 2: Demographische Basisdaten.	41
Tab. 3: Videospielderfahrung der Probanden.	42
Tab. 4: EoM Parameter der Knotenaufgabe 2D vs. 3D.	49
Tab. 5: Crossover-Gruppenvergleich der Vorteile im 3D-Modus.	51
Tab. 6: Stiftetransfer EoM-Gewinne in 3D - Vergleich zwischen Experten und Nichtexperten.	54
Tab. 7: Knoten EoM-Parameter Gewinne – Vergleich zwischen Experten und Nichtexperten.	56
Tab. 8: Kraftunterschied der Knotenaufgabe – Vergleich zwischen Experten und Nichtexperten.	57
Tab. 9: Scoring: 2D-3D Vergleich für Experten und Nichtexperten.	58
Tab. 10: Subgruppenvergleiche nach Brillenträgerstatus, Videospielderfahrung und Geschlecht in Hinblick auf Zeitgewinn und Pfadreduktion.	59
Tab. 11: Aufschlüsselung des Zeitgewinnes und der Pfadlängenreduktion bei Einteilung der Probanden nach Videospielderfahrung (VS)-Erfahrung	60
Tab. 12: Expertengewinne im 3D-Modus – Vergleich von Stiftetransfer und Knoten	61

## **Abstrakt auf Deutsch**

### **Einleitung**

Die minimal invasive Chirurgie hat sich als Standardprozedur vieler Routineoperationen etabliert. Die Nachfrage der Patienten wächst und die Palette der durchführbaren Operationen wird ständig erweitert. Neben ihren Vorteilen weist die Laparoskopie jedoch den Nachteil der steilen Lernkurven für Nichtexperten auf. Ein Grund hierfür ist die erschwerte Orientierung im Situs durch die Präsentation einer dreidimensionalen Realität auf einem zweidimensionalen Monitor. Als Hauptfaktor des erschwerten Erlernens der Laparoskopie und Beeinträchtigung des Operateurs wird die fehlende Tiefenwahrnehmung diskutiert. Diese könnte mit dem Einsatz der neuesten Generation an 3D-Laparoskopie-Systemen positiv beeinflusst werden. Ziel dieser Studie war die Evaluation der 3D-Laparoskopie ex vivo im Hinblick auf Zeit, Präzision und Kraftaufwendung.

### **Methodik**

43 Laparoskopieexperten (eigenständige Laparoskopien > 100) und 70 Nichtexperten (eigenständige Laparoskopien ≤ 100) führten nacheinander eine gezielte dominant- und nichtdominant-händige Objektbewegung sowie einen intrakorporalen Knoten in einer chirurgischen Trainingsbox im 2D- wie auch im 3D-Modus (Crossover-Design) aus. Die Bewegungsparameter der Instrumente, die angewendeten Kräfte und die Zeit wurden durch ein Boxtrainer-System, das zum Tracking der verwendeten laparoskopischen Instrumente befähigt ist (ForMoST), erfasst. Ein Fehlerscore wurde dokumentiert. Mit Hilfe eines Fragebogen wurde die subjektive Einschätzung der Probanden abgefragt.

### **Ergebnisse**

Für die Gesamtkohorte (113 Probanden) zeigte sich beim Objekttransfer sowohl für die Zeit (159 s mit 2D-Monitor vs. 139 s mit 3D-Monitor;  $p \leq 0,001$ ) wie auch für die Pfadlängen des linken wie rechten Instrumentes (links 4061,9 mm mit 2D-Monitor vs. 3542,2 mm mit 3D-Monitor;  $p \leq 0,001$ ; rechts 3996,8 mm mit 2D-Monitor vs. 3640,5 mm mit 3D-Monitor;  $p \leq 0,001$ ) unter der räumlichen Sicht ein hochsignifikanter Unterschied. Bei der Knotenaufgabe konnte für das rechte und linke Instrument eine signifikante mediane Pfadlängenreduktion (1,40 m;  $p \leq 0,001$ ) sowie ein signifikanter



Zeitgewinn (59 s;  $p \leq 0,001$ ) im 3D-Modus dokumentiert werden. Nichtexperten unterschieden sich hinsichtlich des größeren Zeitgewinnes (127 s vs. 53 s;  $p = 0,040$ ) beim intrakorporalen Knoten mit der räumlichen Sicht signifikant von den Experten. Experten zeigten eine Tendenz zur größeren Ausnutzung der Vorteile der verbesserten Tiefenempfindung bei der komplexen Aufgabe. 94 Probanden (83,4 %) erwarteten laut Fragebogen einen Vorteil für das Operieren mit der räumlichen Sicht.

### **Schlussfolgerung**

Die Studie konnte die Überlegenheit der 3D-Laparoskopie mithilfe der Parameter Zeitgewinn, Präzisionserhöhung und subjektiver Einschätzung der Probanden für die Gesamtkohorte belegen. Die Leistungssteigerung der Nichtexperten unter der räumlichen Sicht könnte die steile Laparoskopie-Lernkurve abflachen. Durch die positive Beeinflussung der Laparoskopieexperten kann ein Vorteil der 3D-Technologie im Operationssaal erwartet werden.

## **Abstract in English**

### **Introduction**

Today, minimal invasive surgery has become the standard approach for many procedures. While the patient's demand for these operations increases grows the range of performable operations wider. Besides its advantages, laparoscopic surgery comes around with the problem of its steep learning curves. Missing depth perception is thought to be a main factor of both, the steep learning curve and the impairment of the operating surgeon. The newest generations of 3D-systems for laparoscopic surgery could have a positive effect on this flaw. This study's aim was an ex vivo evaluation of 3D-laparoscopy regarding time, precision and application of forces.

### **Methods**

43 experts of laparoscopic surgery (> 100 self-performed laparoscopic surgeries) and 70 nonexperts ( $\leq$  100 self-performed laparoscopic surgeries) completed two tasks in both the 2D-sight and 3D-sight-mode of a laparoscopic boxtrainer. Firstly, objects had to be moved to specific targets by the dominant as well as the nondominant hand, secondly, an intracorporeal knot had to be performed. Movement parameters, applied forces and time were recorded by an incorporated tracking system (ForMoST) of the boxtrainer. A score counting defined errors was documented. Subjective evaluation of the participants was ascertained by a questionnaire.

### **Results**

A highly significant difference between the 2D- and 3D-mode was detected for the time needed such as the path length of the left and right instrument traveled during the object transfer task. The intracorporeal knot was performed significantly faster using stereovision (159 s with 2D-screen vs. 139 s with 3D-screen;  $p \leq 0,001$ ). Moreover, path length reduction was highly significant for both, the left (4061,9 mm with 2D-screen vs. 3542,2 mm with 3D-screen;  $p \leq 0,001$ ) and the right instrument (3996,8 mm with 2D-screen vs. 3640,5 mm with 3D-screen;  $p \leq 0,001$ ). Nonexperts differ significantly from their expert colleagues regarding gain of intracorporeal knot tying time (127 s vs. 53 s;  $p = 0,040$ ) with stereoscopic vision. Experts seem to benefit more from the 3D-mode

when facing the complex task. 94 (83,4 %) participants expected advantages for surgery by the introduction of 3D-laparoscopy.

### **Conclusion**

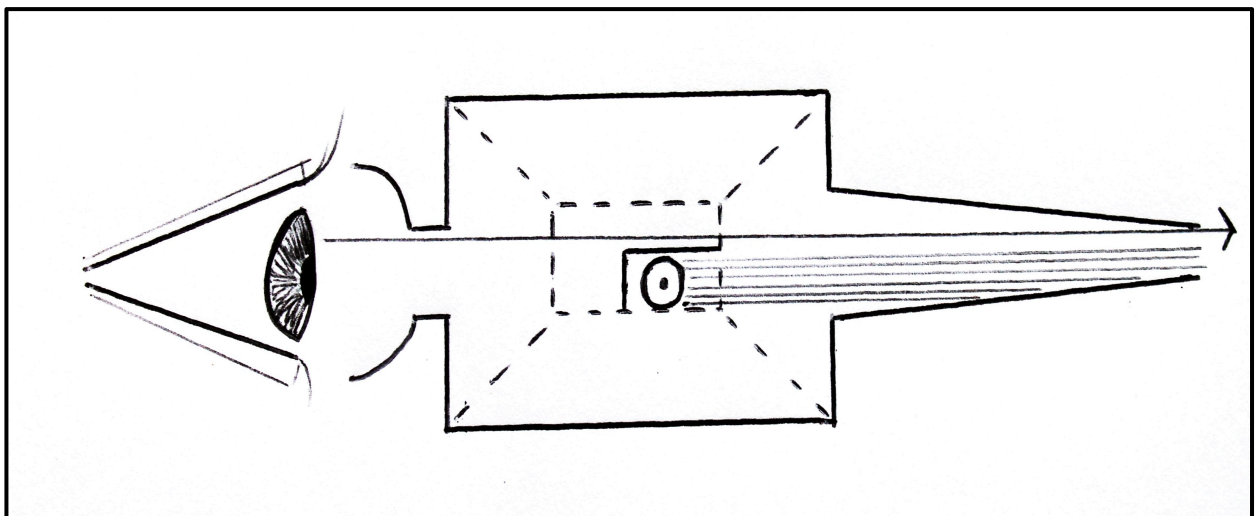
This study showed the superiority of 3D-laparoscopy concerning gain of time, precision improvement and subjective assessment. The steep laparoscopic learning curve might be flattened considering the enhanced performance of nonexperts with stereoscopic sight. Moreover, a benefit for experts in the operating room can be assumed given the positive influence of 3D-laparoscopy on experts' performance.

# 1 Einleitung

## 1.1 Die Geschichte der Laparoskopie

Die laparoskopische Methode (von altgriechisch „lapara“: die Weichteile des Körpers und „skopein“: anschauen, betrachten) gilt heute bei diversen Routineoperationen als Goldstandard. Die moderne Laparoskopie ist jedoch eine junge chirurgische Subdisziplin. Die erste minimal invasive Operation fand erst 1981 statt. Bis vor wenigen Jahren setzten sich die Unterstützer der Laparoskopie mit den chirurgischen Fachgesellschaften, welche die Vorteile der minimal invasiven Chirurgie (MIC) anzweifelten, auseinander.

Die ersten Grundlagen zur MIC sind schon in der Antike beschrieben: Aristoteles erkannte im 4. Jahrhundert vor Christus das Prinzip der *camera obscura*. Dieses wurde im 16. Jahrhundert vom berühmten venezianischen Arzt Giulio Cesare Aranzio angewandt, indem er eine mit Wasser gefüllte Flasche vor die Fensterläden eines abgedunkelten Raumes stellte, um so das als Lichtstrahl gebündelte reflektierende Sonnenlicht in die Nasenhöhle seiner Patienten zu leiten<sup>1</sup>. 1805 konstruierte Phillip Bozzini seinen berühmten „Lichtleiter“ (Abbildung (Abb.) 1), ein kompliziertes System aus doppelten Aluminiumrohren mit eingebauten Spiegeln, das es ermöglichte, die inspizierten Körperhöhlen über distal eingebrachtes Kerzenlicht zu illuminieren und ein Bild zurück zum Auge des Betrachters zu werfen<sup>2</sup>. Bozzini nutzte seine Erfindung zur Diagnostik von Uterus und Rektum<sup>1</sup>.



**Abb. 1:** Bozzinis Lichtleiter.

Lichtleiter im Querschnitt, Aufsicht von oben. Mittig hinter Trennwand, rund die lichtspendende Kerze.

Antonin Jean Desormeaux optimierte diese nun vorhandene Technologie indem er eine „gasogene“ Lampe, die helleres und besser konzentriertes Licht hervorbrachte sowie weiterentwickelte Linsensysteme nutzte<sup>1</sup>. 1865 stellte er sein selbstbenanntes „Endoskop“ vor, mit dem er mit Hilfe von Silbernitrat Urethrastrikturen kauterisierte und somit die erste erfolgreiche endoskopische Therapie durchführte. Dies bescherte ihm den Beinamen „Vater der Endoskopie“<sup>1 3</sup>. Bis zum Beginn des 20. Jahrhunderts wurden Linsen, Lichtquellen und Endoskope soweit weiterentwickelt, dass Zystoskopien ebenso möglich waren wie Laryngoskopien, Proktoskopien und die Ösophagogastroskopie<sup>1</sup>. Als Meilenstein ist hier die 1879 von Edison entwickelte Glühbirne zu nennen, die alsbald von Maximilian Nitze und Josef Leiter in ein Endoskop integriert wurde<sup>4</sup>.

1901 experimentierte der deutsche Georg Kelling mit seiner „Celioskopie“, indem er ein Zystoskop durch die Abdominalwand von Hunden einbrachte und dort das erste Pneumoperitoneum aufbaute<sup>5</sup>. Auch der Schwede Hans Christian Jacobeus führte in den Jahren von 1901-1910 die von ihm erstmals „Laparoskopien“ genannten Versuche mit Hunden durch<sup>4</sup>. Seine 1910 veröffentlichten Publikationen waren damals Gegenstand deutlicher Kritik<sup>1</sup>. Otto Goetze erfand 1918 eine Nadel zum gezielten Aufbau eines Pneumoperitoneums durch Raumluftinsufflation<sup>2</sup>. Der Schweizer Richard Zollikofer perfektionierte das Prinzip des Pneumoperitoneums 1924 indem er die bis dahin verwendete Umgebungsluft durch Kohlenstoffdioxid ersetzte und so die Bedingungen schuf, Hochfrequenzstrom gefahrlos in die Bauchhöhle einzubringen<sup>2</sup>.

Durch die Entwicklung immer ausgefeilterer Laparoskope, wie dem des deutschen Gastroenterologen Heinz Kalk, welches 1929 als erste Geradeausoptik mit verbesserter Linse die erste minimal invasive Leberbiopsie ermöglichte, kam es in den 1930er Jahren zu einem Aufschwung der neuen Technik<sup>5</sup>. 1933 beschrieb der Gynäkologe Karl Fervers die laparoskopische Adhäsioolyse durch Diathermie, 1936 führte der Schweizer Gynäkologe Boesch die erste laparoskopische Sterilisation durch das Kautern der Tubae uterinae durch<sup>5</sup>. 1938 entwickelte Veress die nach ihm benannte Nadel mit einem automatischen Stichschutz, der die Eingeweide bei der Insufflation des Gases vor Verletzungen schützen sollte<sup>6</sup>. In der Folge der ersten therapeutischen laparoskopischen Versuche stieg die Komplikationsrate, vor allem die der Sterilisationen. Eine steigende Anzahl an Darmläsionen führte zur Kritik an der Laparoskopie. Von 1956 bis 1961 war laparoskopisches Vorgehen in Deutschland offiziell verboten<sup>5</sup>. Der Kieler Gynäkologe Kurt Semm entwickelte während dieser Verbotsperiode diverse Instrumente um die Laparoskopie zu vereinfachen<sup>4</sup>. Dazu

zählten ein automatischer Kohlenstoffdioxid-Insufflator, die bipolare Thermokoagulationszange, Techniken zum intra- und extrakorporalen Knoten zum Erreichen intraoperativer Hämostase sowie einen elektrischen Morcellator zur Myomenukleation<sup>7</sup>.

Die vom britischen Physiker Harold Hopkins 1954 veröffentlichte Möglichkeit zur Nutzung seines Fiberskops<sup>8</sup> führte 1959 zur Entwicklung der Stablinsenoptik, die durch die Anwendung von Glasstäben deutlich höhere Lichtübertragung als die konventionellen luftgefüllten Endoskope ermöglichte<sup>9</sup>. Karl Storz entwickelte zeitgleich die Kaltlicht-Quelle. Der Infrarotanteil des Lichts, der Wärmeabstrahlung bedingt, wird dabei herausgefiltert. Das restliche „Kaltlicht“ wird über Glasfasern an die Endoskopspitze geleitet um das Sichtfeld auszuleuchten<sup>2</sup>. Folglich konnten die durch die Verbrennungen der alten Endoskope hervorgerufenen Komplikationen eliminiert werden<sup>4</sup>. 1971 führte Harrith Hasson seinen nach ihm benannten Trokar vor, der die „open entry“ - Technik begründete<sup>5</sup>. Die erste minimal invasive Appendektomie gelang Kurt Semm 1981<sup>7</sup>. 1986 führte Erich Mühe mit seinem „Galloskop“ die erste laparoskopische Cholecystektomie durch<sup>10</sup>. In den späten 1970er Jahren machte es sich der Gynäkologe Camran Nezhat zur Aufgabe den letzten fehlenden Baustein zur Videolaparoskopie hinzuzufügen: eine Kamera, klein genug, um für den Chirurgen gut handhabbar zu sein und hochauflösend genug, um das projizierte Bild adäquat interpretieren zu können (Abb. 2)<sup>11</sup>. Mit interdisziplinärer Hilfe aus der Gefäß- und Neurochirurgie, die bereits erste Erfahrungen mit Kameras in der Mikrochirurgie gesammelt hatten, nutzte die Arbeitsgruppe eines dieser Geräte als erstes Anbauteil an das Laparoskop<sup>12</sup>.

Diese Technologie nutzte 1987 der Franzose Philipp Mouret um die erste videolaparoskopische Cholecystektomie durchzuführen<sup>13</sup>. Es folgte die Chirurgie-Revolution der 1990er Jahre: immer komplexere Prozeduren wurden minimal invasiv durchgeführt und die Routineoperationen perfektioniert<sup>5</sup>. Zwischen 1990 und 1992 wurden 15000 amerikanische Allgemeinchirurgen in MIC ausgebildet<sup>14</sup>.



**Abb. 2:** Nezhats Provisorium, das erste Videolaparoskop und die 3D-TIPCAM von Storz.

Abbildungen mit freundlicher Genehmigung von KARL STORZ Endoskope, Tuttlingen und adaptiert nach Page<sup>11</sup>

## 1.2 Laparoskopie in der Klinik: Vorteile und Nachteile

Ein minimal invasiver Eingriff unterscheidet sich in der Prozedur deutlich von einer offenen Operation (OP). Zu Beginn wird über einen kleinen Hautschnitt ein Insufflationstrokar in die Bauchhöhle eingebracht, über den Kohlenstoffdioxid bis zu einem intracavitären Druck von 10 bis 15 mmHg appliziert wird<sup>15</sup>. Anschließend werden je nach Eingriff zusätzliche Trokare platziert, über die laparoskopische Instrumente in die Bauchhöhle eingeführt werden können. Über einen Kameratrokar wird das Laparoskop eingeführt, welches meist vom chirurgischen Assistenten bedient wird und das den Blick auf das OP-Gebiet sicherstellt<sup>15</sup>.

Durch die stetige Weiterentwicklung von Technik und Gerät sind inzwischen komplizierteste diagnostische und therapeutische Eingriffe minimal invasiv durchführbar. So wurden Vorteile für den laparoskopischen Ansatz bei Eingriffen von der Colektomie über Hemihepatektomien bis hin zur Peritonealkathetereinlage gezeigt<sup>16-18</sup>. Die Vorteile der Laparoskopie liegen intraoperativ bei einer verbesserten Detailerkennung im OP-Gebiet und konsekutiv einer schonenderen Gewebepräparation durch den Vergrößerungseffekt (fünf bis 15-fache Vergrößerung der Zielstrukturen) der Optik<sup>15</sup>. Durch den verkleinerten Zugang wird das OP-Trauma verringert<sup>19</sup>. Postoperativ haben die Wunden ein vermindertes Infektionsrisiko. Minimal invasiv behandelte

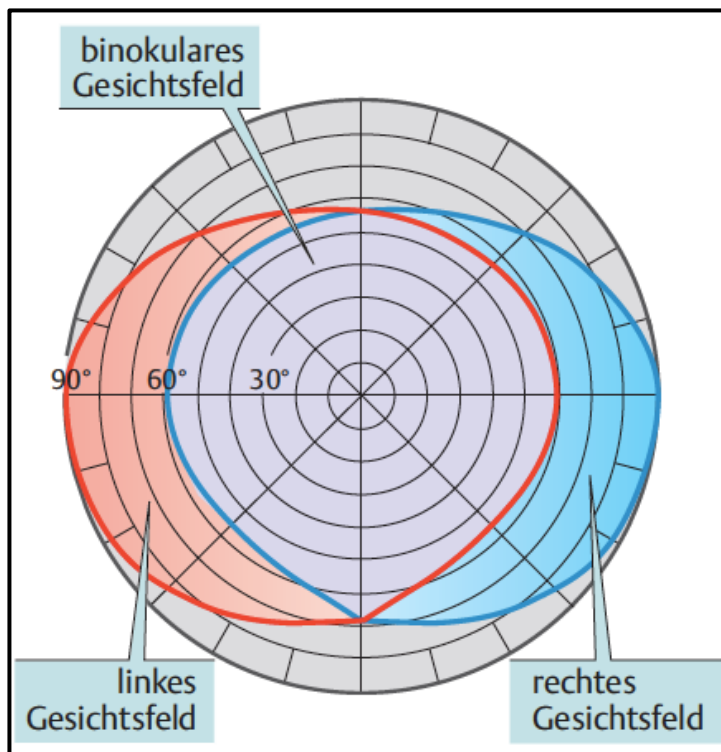
Patienten klagen über geringere Schmerzen, die Rekonvaleszenz ist beschleunigt<sup>20</sup>. Diese Aspekte bedingen eine raschere postinterventionelle Mobilisation und damit eine Reduktion der mit der postoperativen Immobilisation verbundenen Komplikationen wie Venenthrombosen und Darmatonie<sup>19</sup>. In der Abdominalchirurgie kommt es zudem zu weniger Bridenbildung, einer verkürzten postoperativen Darmatonie und rascherer oraler Nahrungsaufnahme<sup>19</sup>. Ein für die Patientenzufriedenheit nicht zu unterschätzender Faktor ist außerdem das optimierte kosmetische postoperative Resultat durch verkleinerte Inzisionen<sup>15</sup>. So kann von einer Verkürzung des Krankenhausaufenthaltes mit dem oben genannten Vorteilen für den Patienten und einem volkswirtschaftlichen Gewinn durch die Reduktion der Heilbehandlungskosten ausgegangen werden<sup>19,21</sup>.

Nachteile der MIC sind der Verlust der taktilen Sinnesempfindung des Operateurs, da suspekta Gewebemasse im Operationsgebiet nicht manuell beurteilt werden kann, die Abhängigkeit der Kameraführung von der Kompetenz des Assistenten, die Bewegungseinschränkung der Instrumente durch die kleinen Zugänge („Fulkrum Effekt“) und die verringerte Tiefenwahrnehmung der Operateure<sup>6,15</sup>. Die verminderte Tiefenwahrnehmung wurde als Hauptfaktor der lange steilen Lernkurven für laparoskopische Operationen identifiziert<sup>22-24</sup>. Lernkurven illustrieren anhand unterschiedlicher erfasster Parameter, wie beispielsweise Operationszeit oder intraoperativer Komplikationen den Fortschritt einer oder mehrerer Operateure hinsichtlich einer definierten OP<sup>25</sup>. Je größer die Unterschiede zwischen den aufeinanderfolgenden Operationen, desto steiler stellt sich die Kurve dar. Dies ist ein Indiz dafür, dass sich der Operateur noch in der Lernphase befindet und kein Gleichgewichtszustand erreicht ist, in dem die OP beherrscht wird<sup>25</sup>. Mit dem Wegfall der dritten Dimension müssen die Operateure aus sekundären Hinweisen wie Schatten, Größenvergleichen und Verdeckungen ihre Orientierung im Operationsgebiet sicherstellen<sup>22</sup>. Hierzu kann es zur Rekalibrierung höherer Hirnzentren kommen, sodass mit der repetitiven Präsentation der gleichen Phänomene im Kopf der Chirurgen ein dreidimensionales Bild entsteht<sup>26</sup>. Die dazu notwendige Verknüpfung der Neuronen bedarf jedoch einiger Zeit, bis der Operateur sich sicher in seinem Handlungsumfeld zurechtfindet<sup>26</sup>. Während der Lernphase sind die Chirurgen somit aufgrund ihrer fehlenden Erfahrung eine dreidimensionale Realität auf dem zweidimensionalen Monitor zu erkennen ein Risikofaktor für den Patienten.



### 1.3 Physiologie der Tiefenwahrnehmung

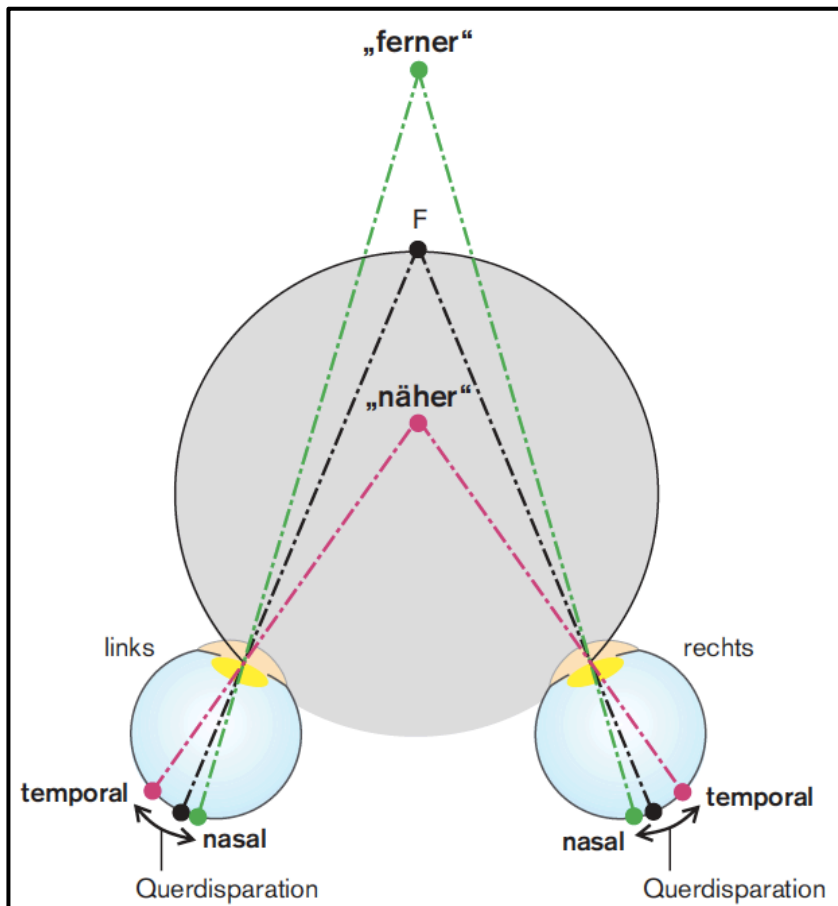
Die anatomische Grundlage der Stereoskopie (von griechisch „stereo“: räumlich und „skopein“: betrachten) ist die Entfernung der beiden Augen eines Individuums zueinander (Pupillenabstand: 60-70 mm), die zur unterschiedlichen Abbildung eines Bildes auf den beiden Netzhäuten führt<sup>27</sup>. Das plastische Sehen wird durch die Überlappung des linken und rechten Gesichtsfeldes ermöglicht und erstreckt sich daher ausschließlich auf das so zustande kommende „binokulare Gesichtsfeld“, etwa 120° des insgesamt 180° umfassenden einsehbaren Feldes (Abb. 3)<sup>27</sup>.



**Abb. 3:** Das menschliche Gesichtsfeld.

Adaptiert nach Klinker<sup>27</sup>

Gegenstände, die sich also in dem, von beiden Augen einsehbaren Bereich befinden, können aufgrund ihres Auftretens auf korrespondierenden Netzhautstellen als plastisch wahrgenommen werden<sup>27</sup>. Zur besseren Vorstellung der Abbildungsphysiologie eignet sich das Modell des Horopterkreises. Er ist durch die Knotenpunkte der linken und rechten Augenlinse sowie den Fixpunkt bestimmt. Sein Radius variiert somit je nach Fixpunktentfernung. Je weiter ein Gegenstand entfernt ist, desto weiter nasal liegt er auf der Retina, desto größer die Querdissipation. Ebenso gilt, dass nahe Gegenstände eine horizontale Abweichung der Retinaabbildung in die temporale Hälfte der Netzhaut bedingen (Abb. 4)<sup>27</sup>.



**Abb. 4:** Basis des räumlichen Sehens, die Querdisparation.

Adaptiert nach Klinke<sup>27</sup>.

Diese Querdisparation wird von „Tiefendetektoren“ des magnozellulären Anteils von V1, V2, mediotemporal (entspricht V5) und medial superior temporal erkannt, verarbeitet und mit dem entsprechendem räumlichen Sinneseindruck beantwortet. Die klassische binokulare stereoskopische Tiefenwahrnehmung ist nur im Nahbereich von weniger als 100 m Entfernung zum Fixpunkt möglich<sup>27</sup>. Die Erfahrung und folgende Hinweise werden von unserem Sehsystem genutzt um auch monokular oder in weiteren Entfernungen einen Tiefeneindruck zu erzeugen: Am reliabelsten sind die Verdeckung von fernen durch nahe Gegenstände und die Bewegungsparallaxe, also das schnellere und stärkere Verschieben von näheren Objekten im Vergleich zu Entfernten<sup>27</sup>. Als störungsanfällig einzustufen sind hingegen die lineare Perspektive, also das Konvergieren von parallelen Linien wie beispielsweise fernen Bahngleisen, die Licht- und Schattenverteilung, Sättigungsdifferenzen von Farben und bekannte Objektmaße, beispielsweise die Körpergröße einer Person<sup>27</sup>. Man geht global durchschnittlich von 2 % der Gesamtpopulation aus, die nicht in der Lage sind räumlich zu sehen<sup>28</sup>. Kinder,

die an Amblyopie leiden, sind gefährdet aufgrund des „ausgeschalteten“ Auges und dem somit fehlenden zweiten Bildes ihre Sehbahn nicht zu trainieren.

Die Stereoskopie der natürlichen Umwelt ist für die meisten Menschen durch die oben genannten Mechanismen Standard. Die Entwicklung der Technologie zum dreidimensionalen (3D) Sehen auf Leinwänden und Monitoren stellte Physiker wie Ingenieure vor eine große Herausforderung.

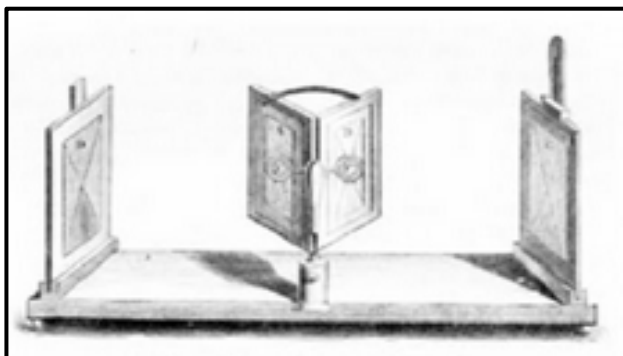
## 1.4 3D-Technologie: Historie bis zum aktuellen OP-Einsatz

### 1.4.1 3D-Evolution in der Unterhaltungsindustrie: Möglichkeiten der stereoskopischen Darstellung

Die Entwicklung der 3D-Technologie orientierte sich stets an der Anziehungskraft, die die Stereoskopie auf ihr Publikum ausübte, sowie an den wirtschaftlichen Interessen der Anbieter<sup>29</sup>. Bis zur Ausreifung der Idee, die eine Anwendung im Operationsaal ermöglichte, war es ein langer Weg. Die enge Verknüpfung zwischen der Entwicklung operationstauglicher 3D-Geräte und dem Fortschritt der Filmindustrie ist unübersehbar. Iain Jourdan, der erste 3D-Laparoskopeur des Vereinigten Königreichs äußerte sich 2011 dementsprechend:

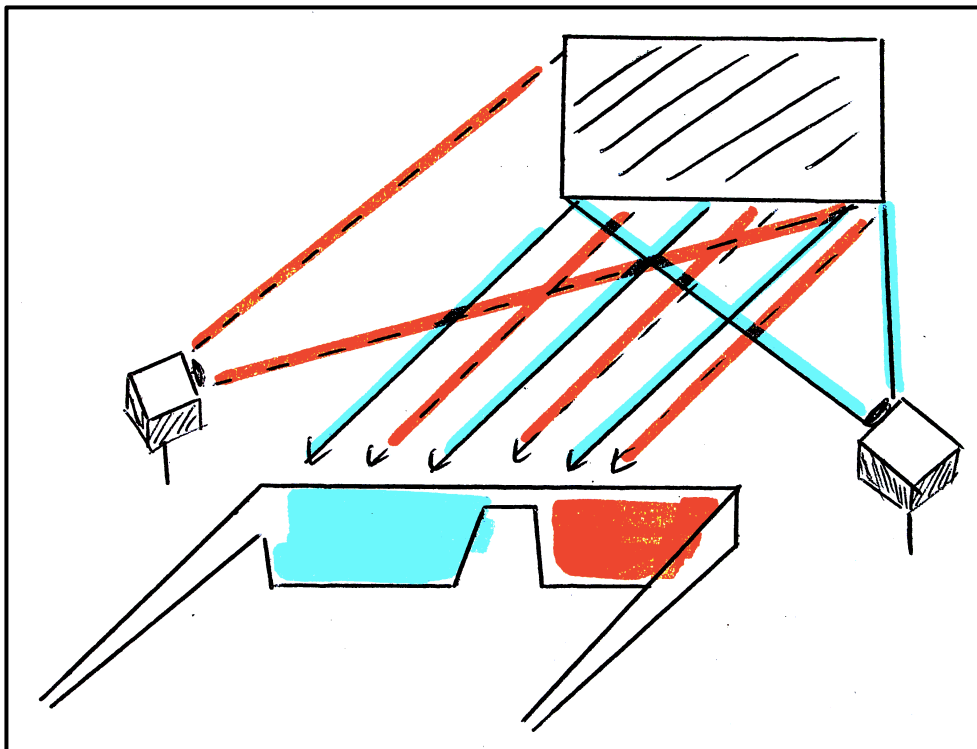
*„If it hadn't been for the film industry, companies wouldn't have developed the television system we have been using (for 3D surgery)“<sup>30</sup>.*

1838 stellte Charles Wheatstone am Londoner King's College das erste Stereoskop vor<sup>31</sup> (Abb. 5). Es präsentierte zwei minimal unterschiedliche Bilder über eine Konstruktion von zwei im 90°-Winkel angeordneten Spiegeln<sup>31</sup>. So wurde sichergestellt, dass jedem Auge genau eines der beiden Bilder projiziert wurde. Im späten 19. Jahrhundert waren Stereoskope, auch in Form des Kaiserpanoramas, ein beliebter Freizeitvertreib<sup>31</sup>.



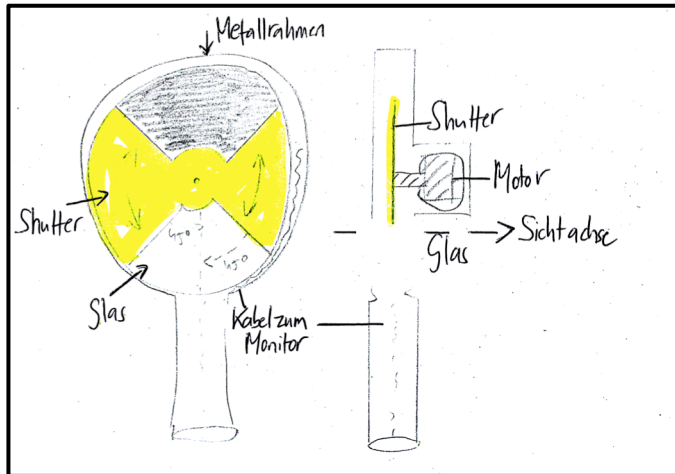
**Abb. 5:** Das erste Stereoskop. Adaptiert nach Distelmeyer<sup>32</sup>.

Die Filmindustrie erkannte die Publikumswirksamkeit und veröffentlichte 1922 den ersten 3D-Film in der Anaglyphen-Form<sup>31</sup>: hierzu wurden Farbfilter vor die zwei Projektorenlinsen gesetzt, beispielsweise wurde ein blauer Filter vor Projektor A gesetzt, ein roter vor Projektor B. Die Betrachter erhielten Brillen mit entgegengesetzt eingefärbten Gläsern. Das linke Auge blickte durch ein blaues Filterglas, konnte also nur das rote Bild von Projektor B wahrnehmen, das rechte Auge mit vorgeschaltetem roten Filter konnte nur das blaue Bild erkennen (Abb. 6). So konnte ein räumliches einfarbiges Bild erzeugt werden<sup>31,33</sup>.

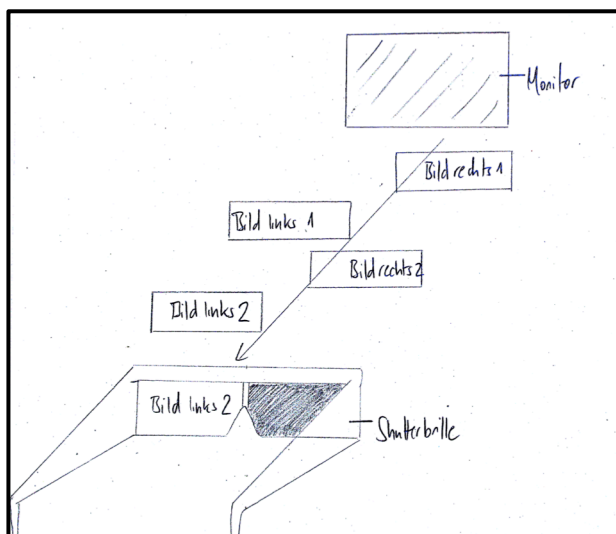


**Abb. 6:** Anaglyphentechnik.

Auch der Vorläufer der Shuttertechnik, das Teleview (Abb. 7), wurde 1922 vorgestellt<sup>29</sup>. Die Grundidee blieb bis in die aktuelle Entwicklungsphase die Gleiche: mit Hilfe von aktiven „Brillen“ sollten die nacheinander für das linke und rechte Auge projizierten Bilder abwechselnd dem anvisierten Auge präsentiert werden, während das Gegenauge abgedunkelt wurde. Einen flackerfreien Eindruck erlangt man ab einer Frequenz von 60 Hz, womit die frühen Systeme überfordert waren<sup>31</sup>. Bei den heutigen Shutter-Systemen (Abb. 8) ist die Brille mit einer Infrarotverbindung zum Signalgeber des Monitors ausgestattet, der angibt, für welches Auge die abgespielte Szene bestimmt ist<sup>33</sup>. Moderne Shutterbrillen nutzen Frequenzen um 240 Hz zur Minimierung von Bildstörungen<sup>31</sup>. Für den medizinischen Bereich sind sie aufgrund ihres hohen Preises, der Störungsanfälligkeit und des Gewichtes weniger geeignet.



**Abb. 7:** Das Television, Vorläufer der Shutterbrille.



**Abb. 8:** Prinzip der Shutterbrille.

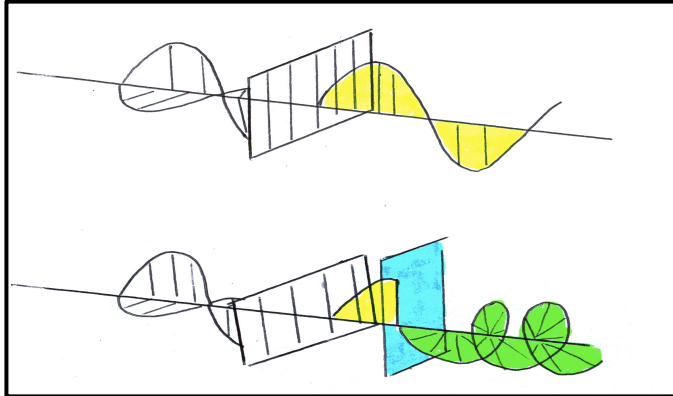
Der Sender im Monitor strahlt abwechselnd Bilder für das rechte bzw. linke Auge aus. Die synchronisierte Shutterbrille öffnet jeweils das Glas des anvisierten Auges zur Bildpräsentation.

In den 1950er Jahren gab es zwei Methoden der Erzeugung eines räumlichen Bildes.

Das CinemaScope, das einen Anamorphoten (Objektiv, das Bilder ver- und entzerrte) verwendete<sup>29</sup>, und die heute noch gebräuchliche Polarisierungstechnik (Abb. 9):

Hierbei werden die sich ursprünglich unpolarisiert und ungeordneten von der Lichtquelle entfernenden Wellen durch zwei vorgeschaltete unterschiedliche Polfilter polarisiert, beispielsweise an der y-Achse und an der x-Achse<sup>33</sup>. Der Betrachter trägt eine Brille, bei der ein Glas senkrechte Wellen durch seinen Filter lässt, und das zweite für die senkrecht darauf stehenden waagerechten Wellen durchlässig ist. Dies funktioniert nur in einer aufrechten, winkelstabilen Kopfposition. Bei Kopfneigung oder Bewegung wird der räumliche Sinneseindruck gestört. Um diesen Nachteil zu umgehen gibt es zirkulär polarisierende Filter, die das Licht in gegenläufige Spiralwellen filtern<sup>33</sup>. Je nach

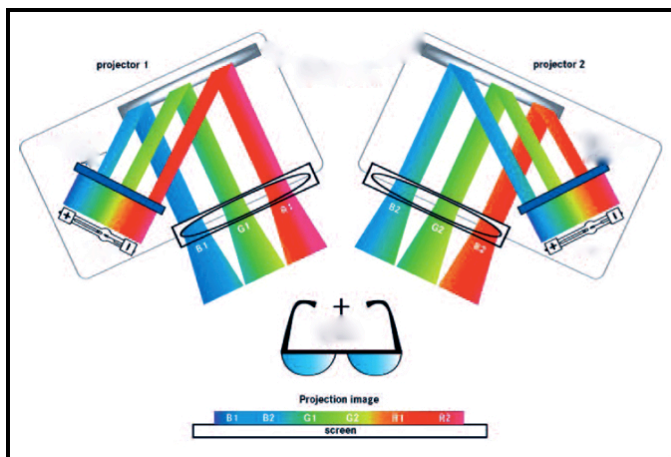
vorgesetztem Brillenfilter lässt das linke bzw. rechte Glas also nur links- oder rechtsdrehende Lichtwellen durchtreten. Dies ermöglicht dem Betrachter eine freie Kopfneigung<sup>29</sup>. Die hierzu gebräuchlichen Polarisationsbrillen sind von geringem Gewicht und günstig in der Anschaffung.



**Abb. 9:** Polarisierungstechnik.

Oben lineare Polarisation, unten zirkuläre Polarisation des Lichtstrahles. Gelb linear polarisiertes Licht durch Polarisationsfilter, grün zirkulär polarisiertes Licht durch Lambda/4-Platte (blau).

1999 wurde mit der *Interferenzmethode* eine weitere Möglichkeit der 3D-Abbildung beschrieben: Hierbei werden die drei Grundfarben, für die es jeweils bestimmte retinale Photorezeptoren gibt, in zwei schmalbandige Spektralbereiche pro Farbe aufgeteilt<sup>33</sup> (Abb. 10). Der Betrachter trägt eine Brille deren Gläser jeweils einen eingegrenzten Spektralbereich pro Farbe zum Auge des Betrachters durchdringen lässt<sup>34</sup>.



**Abb. 10:** Interferenzmethode zur Erzeugung eines räumlichen Bildes.

Adaptiert nach Wesemann<sup>34</sup>. Vor den Lampen sind unterschiedliche Filter geschaltet, die das Licht bestimmter Wellenlängen passieren lassen. Von Projektoren (projector 1/2) werden diese auf den Bildschirm (screen) geworfen, die Brillengläser filtern wiederum jedem Auge seinen eigenen Spektralbereich zu.

#### 1.4.2 Der Weg der 3D-Technologie in den Operationssaal

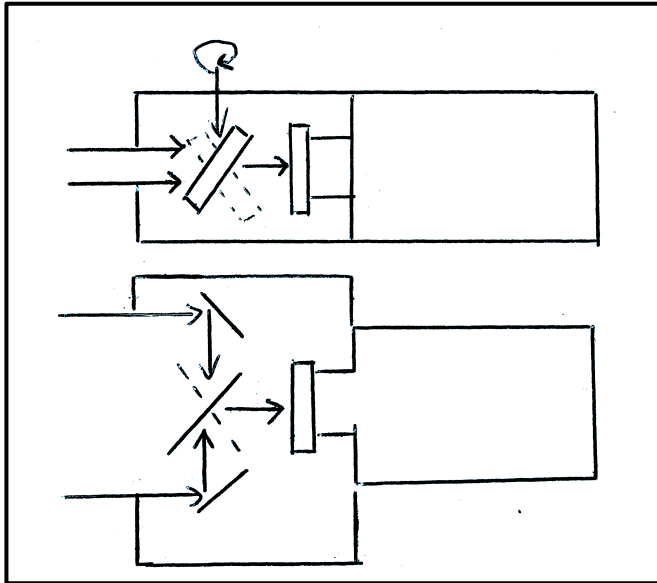
Im Schatten des sich abzeichnenden 3D-Booms der Unterhaltungsindustrie stellte 1999 Karl Storz Tuttlingen sein erstes 3D-Gerät für den laparoskopischen Operationssaal vor, ein Liquid Crystal Display (LCD)-Shutter-System. Auch Carl Zeiss entwickelte in den 1990er Jahren medizinisch nutzbare 3D-Laparoskope (EndoLife ®, MediLife ®). Die Bildqualität der frühen 3D-Systeme ließ im Vergleich zu den damals verfügbaren konventionellen 2D-Geräten zu wünschen übrig<sup>35 36</sup>. Die Übertragung auf den Monitor war so verzögert, dass Übelkeit und Schwindel auftraten. Auch von deutlich erhöhter Anstrengung für die Augen war berichtet worden<sup>37</sup>. Zudem trugen das hohe Gewicht der Kamera und der Shutterbrillen zu Anwendungsproblemen bei. Aufgrund des hohen Preises der Produkte konnte die instrumentierende Schwester und teilweise die operative Assistenz nicht mit den Brillen ausgestattet werden, was zu Fehlern im Ablauf beitrug.

Die Technik zum Herstellen und Projizieren von 3D-Filmen war Gegenstand der Forschung. Als Effekt wurden die Geräte kleiner, handlicher und günstiger.

2006 wurde der Storz Image One Hub™ eingeführt, ein digitales Full High Definition (HD) System mit 3-Chip Full HD Kamerakopf. Die Rezensionen wurden besser, doch mit der immer noch geringeren Bildauflösung im 3D-Modus änderte sich wenig an der Augenbelastung der Operateure. Durch die digitale Wiedergabe konnte mit diesem Gerät jedoch erstmals einfach zwischen dem 2D- und dem 3D-Modus gewechselt werden.

#### 1.4.3 Aktuelle chirurgisch nutzbare 3D-Geräte

Seit dem Beginn der 2010er Jahre stehen neue 3D-Geräte für die MIC zur Verfügung. Man unterscheidet ein- und zweikanalige Laparoskope. Zweikanalige Laparoskope integrieren zwei Linsensysteme in einem Schaft, wobei jede der beiden Linsen ihr Bild in eine eigene Kamera projiziert<sup>38</sup>. Einkanalige Laparoskope erzeugen ihr dreidimensionales Bild durch eine bewegliche Abdeckung („optical modulator“) der Linse: ein Bild wird in einer bestimmten Position des Modulators aufgenommen, dieser verschiebt sich anschließend an eine andere Position vor der Linse und erzeugt so ein verändertes Bild<sup>38</sup>. Als Ergebnis entsteht ein Bild aus zwei Blickwinkeln. Während der Bildfusionierung muss sich die Kamera dazu in Ruhe befinden (Abb. 11).



**Abb. 11:** Funktionsweisen von einkanaligen Endoskopen.

Adaptiert nach Fong<sup>38</sup>. Pfeile entsprechen den Lichtstrahlen, rechts jeweils die Kamera. Oben Visualisierung des Prinzips der beweglichen Glasplatte, unten Spiegelsystem aus zwei fixierten (Erstauftreffen des Lichtstrahles) und einem beweglichen Spiegel.

Die Vorteile der zweikanaligen Technik bestehen in unabhängigen Rotationen in alle Richtungen, Nahobjektaufnahmen und gewohntem Umgang mit den Geräten. Nachteile sind die extreme Empfindlichkeit bei Fehlern im Synchronisierungsvorgang sowie die Notwendigkeit der exakten Kalibrierung. Bei jeglichem Synchronisationsfehler der Kameras kann kein adäquates Endergebnis projiziert werden. Diesen Nachteil umgeht man durch die einkanaligen Geräte. Jedoch bleibt bei diesen zu beachten, dass die Kamera sich während Aufnahme und Fusionierung ihrer beiden Bilder in Ruhe befinden muss<sup>38</sup>. Kommerziell werden momentan vier Systeme für den operativen Bereich angeboten:

Das Da Vinci System® (Da Vinci, Intuitive Surgical, Sunnyvale, CA, USA) setzt sich aus einer Konsole für den Operateur, einem neben dem Patient platzierten Cart und einem Visionssystem zusammen. Dieses präsentiert dem Chirurgen ein 3D-HD-Bild, welches über ein binokulares Laparoskop mit verbundenem dualen Kamera System entsteht<sup>38,39</sup>. Das Storz System (3D-Tipcam®, Storz, Tuttlingen, Deutschland) setzt sich aus einer binokularen 3D-Kamera, die zwei distale Bildsensoren in ihrer Spitze aufweist, aus einer 3D-Kamerakontrolleinheit, welche entweder ein 3D- oder ein 2D-Bild produzieren kann, sowie einem polarisierenden Monitor mit passiv polarisierenden Brillen zusammen. Die Optik wird in 0° oder 30° angeboten. Aufnahmen sind ausschließlich im 2D-Modus möglich<sup>38</sup>. ENDOEYE FLEX (ENDO EYE FLEX 3D,



Olympus, Southborough, MA, USA) ist ein spitzenverstellbares (100° Abknickung in 4 Richtungen) binokulares Videoskop, das ebenfalls Bilder in konventioneller oder stereoskopischer Art darstellen kann. Auch stereoskopische Aufnahmen sind hiermit möglich. Es kann zwischen unterschiedlichen 3D Outputs gewählt werden: Das System unterstützt dual-stream, line-by-line und side-by-side Darstellungen (Abb. 12)<sup>38</sup>. Das Viking 3DHD (Viking 3DHD, Viking Medical & Surgical, Lethabong, Südafrika) System besitzt einen dual-channel 3D-, einen single-channel 3D- und einen 2D-Kamerakopf. Für die 3D-Kameraköpfe sind jeweils 10 mm Optiken als Geradeaus-, oder 30°-Optik erhältlich. Für den 2DHD-Kamerakopf ist eine 0° sowie 30° 5 mm Optik verfügbar<sup>38</sup>. So stehen unterschiedliche Systeme zur Erzeugung eines chirurgisch nutzbaren stereoskopischen Bildes bereit, die sich in der Art der 3D-Kamera, dem Bildsignal und der Bildwiedergabe unterscheiden und jeweilige Vor- und Nachteile bedingen (Abb.12).

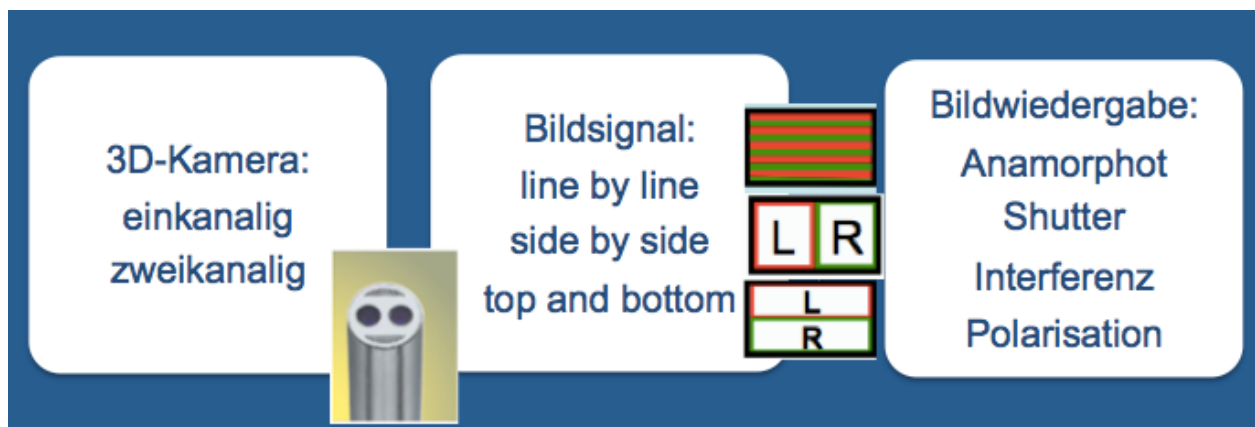


Abb. 12: Übersicht über technische Komponenten zur Erzeugung eines 3D-Bildes.

## 1.5 Zielsetzung der Arbeit

In Anbetracht der Relevanz des laparoskopischen Ansatzes in den operativen Fächern und der steigenden Anzahl an minimal invasiv durchführbaren Prozeduren liegt ein Optimierungsversuch dieser Technik nahe. Neben den anerkannten Vorteilen der MIC wie schnellerer Wundheilung mit geringerer Wundinfektionsrate, kürzerem postoperativem Krankenhausaufenthalt und insgesamt reduzierter Erholungsperiode sowie dem besseren kosmetischen Ergebnis, bringt die laparoskopische Operation auch Nachteile mit sich. Hier wird immer wieder die steile Lernkurve in der Laparoskopie kritisiert, die illustriert, wie lange ein Anfänger zum Erlernen eines korrekten und damit patientensicheren minimal invasiven Prozederes benötigt<sup>40</sup>. Als Hauptproblem wurden die veränderten Sichtverhältnisse, also die Abbildung eines

zweidimensionalen Bildes einer dreidimensionalen Wirklichkeit, mit der Notwendigkeit des Nutzens sekundärer Hinweise wie Größenunterschieden und Schattengebung angenommen<sup>23,24</sup>. Unter den unterschiedlichen Ansätzen zur Vereinfachung der Laparoskopie erscheint vielen Autoren folglich die Verbesserung der Sicht der Operateure am sinnvollsten<sup>41</sup>. Bisher gab es widersprüchliche Veröffentlichungen zu möglichen Vorteilen der 3D-Laparoskopie<sup>37,42-47</sup>. Ziel der Arbeit war es folgende Hypothesen an einer Kohorte von mindestens 100 Medizinerinnen untersucht werden um die zweidimensionale und die dreidimensionale Sicht beim Laparoskopieren zu vergleichen:

1. Ungeachtet der Laparoskopie-Erfahrung der Probanden führt die dreidimensionale Sicht zu besserer Performance, gemessen an den Economy of Motion (EoM) Parametern, und geringerer Kraftentwicklung auf das Handlungsumfeld.
2. Laparoskopie-Nichtexperten profitieren mehr von der neuen Technologie als erfahrene Laparoskopieure.
3. Bei schwierigen Aufgaben wie einem intrakorporalen Knoten ist der Vorteil der Experten durch die dreidimensionale Sicht größer als beim unkomplizierten Objekttransfer.

Die Ergebnisse sollten in der Folge kritisch im Kontext der aktuellen wissenschaftlichen Literatur diskutiert werden.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Material

#### Stereovisionstest

Wir verwendeten einen standardisierten Stereovisionstest (Stereo Acuity Test Butterfly, GuldenOphthalmics, Elkins Park, PA, USA), wobei sowohl das Erkennen des dreidimensionalen Bildes als auch die drei Abstufungen der Gradunterscheidung (400 s, 200 s, 20 s) getestet und dokumentiert wurden. Alle Probanden, die das Bild erkannten, wurden zugelassen.

#### Instruktionsvideo

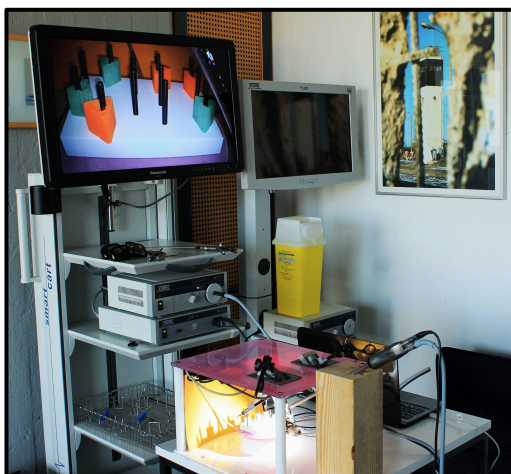
Es wurde ein Instruktionsvideo mit folgenden Inhalten erstellt:

- Aufbau des Boxtrainers
- Ablauf der Aufgaben
- und durch die Software detektierbare Fehler.

Dieses Video beruht auf dem ins Deutsche übersetzten Erklärungsvideo des Fundamentals of Laparoscopic Surgery® (FLS®) Programmes für die verwendeten Aufgaben. Das Video findet sich zur Ansicht im digitalen Anhang.

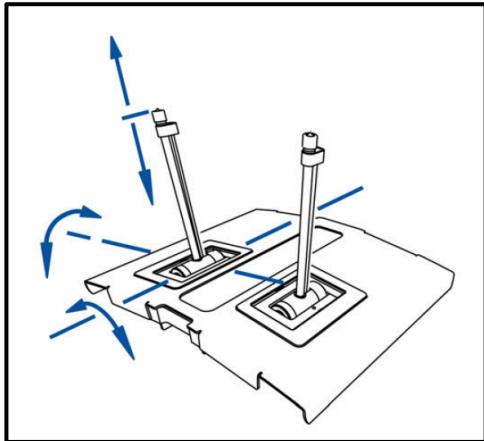
#### Force and Motion Surgical Trainer (ForMoST)

Als Boxtrainer zur Durchführung der von uns gestellten Aufgaben wurde der ForMoST (MediShield BV, Delft, Niederlande) verwendet. Der ForMoST simuliert durch einen Aluminiumrahmen mit Trokaren, durch die die konventionellen laparoskopischen Instrumente eingeführt werden, die Abdominalhöhle. Eine integrierte Kamera bildet die Szenen in der Box auf einem Monitor ab (Abb. 13).



**Abb. 13:** Arbeitsplatz zur Studiendurchführung.

Der ForMoST ist das erste System, das den Vorteil eines Boxtrainers - natürliches Kraftaufwendungs-Feedback - mit dem Gewinn der VirtualReality-Trainer der genauen Messbarkeit der Instrumentenausschläge vereint<sup>48</sup>. Die beiden Trokare des ForMoST besitzen jeweils drei optische Sensoren, die denen einer Computer-Maus gleichzusetzen sind<sup>48</sup>. Durch die Fixierung der Instrumente in diesen Trokaren, sind die Bewegungen der Instrumente in vier Freiheitsgraden messbar. Die Aufzeichnung erfolgt entlang der x-, y- und z- Achse, zudem wird die Achsenrotation erfasst (Abb. 14).



**Abb. 14:** Messbare Freiheitsgrade der Instrumentenbewegung.

Adaptiert nach van Empel<sup>49</sup>.

Die dadurch erfassbaren Economy of Motion (EoM) Parameter sind

- die *Pfadlängen* (separat für linkes und rechtes Instrument) in Millimeter (mm): totale zurückgelegte Strecke der Instrumentenspitze im dreidimensionalen Raum,
- die *Tiefennutzung* (separat für linkes und rechtes Instrument) in mm: Variation der Insertionstiefe der Instrumente in die Trainingsbox, errechnet aus der Standardabweichung der Instrumententiefe,
- das *Bewegungsvolumen* (separat für links und rechts) in Kubikmillimetern (mm<sup>3</sup>): gemessen aus der Ellipse, die aus den Standardabweichungen der drei Hauptkomponenten (Principal Component (PC)) gebildet wird. Die Orientierung der PC1 ist durch die größte Standardabweichung der Kraft definiert, senkrecht darauf steht die PC2, deren Orientierung durch die zweitgrößte Standardabweichung der Bewegung. PC3 steht wiederum senkrecht auf PC2 und PC1 (Abb. 15),
- die *Instrumentenspitzendistanz* in mm: die gemittelte Distanz der linken zur rechten Instrumentenspitze in mm über den Zeitverlauf der Aufgabe.

Die Frequenz zur Erfassung der EoM Parameter liegt bei 100 Hz<sup>49</sup>.

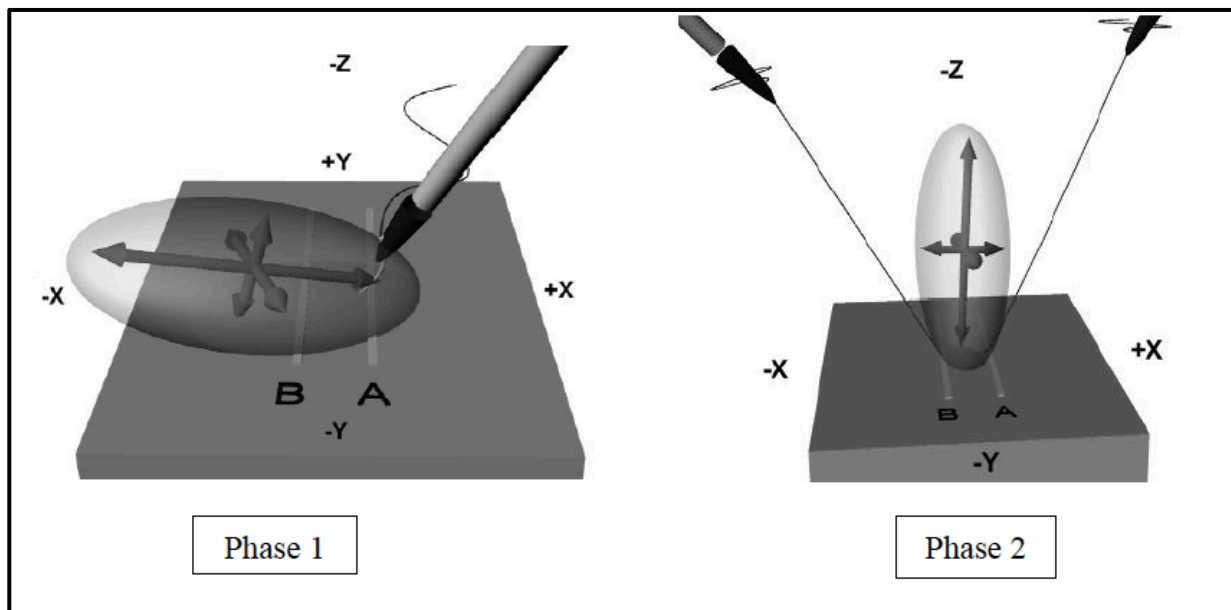


Abb. 15: Erfassung des Bewegungsvolumens.

Adaptiert nach Horeman<sup>50</sup>: Phase 1: Ellipse repräsentiert die Kraftvariabilität beim Nadelstich durch künstliches Gewebe von Linie A zu Linie B. Phase 2: Ellipse zeigt die Kraftvariabilität während der Knotenknüpfphase. In beiden Ellipsen zeigen die Pfeile die Standardabweichungen PC1 PC2 PC3 entlang der Hauptachse der Ellipse, aus welchen das Bewegungsvolumen ermittelt wird.

Die integrierte ForcePlatform, die sich auf dem Boden des Boxtrainers befindet, ist in der Lage, die auf sie wirkenden Druck- und Scherkräfte zu registrieren und zu dokumentieren. Sie besteht aus einem fixen Element mit Federplatten, deren Deformation durch lineare Hall-Effekt-Sensoren und Magnetenauslenkung erfasst wird.

Die so gemessenen Kraftparameter umfassen:

- die *Mediankraft* in Newton (N): die gemittelte Absolutkraft während der Aufgabe,
- die *Mediankraft ungleich 0* in N: die gemittelte Absolutkraft während der Aufgabe, wobei Zeitperioden, in denen keine Kraft angewandt wurde herausgerechnet sind,
- die *Maximalkraft* in N: die größte applizierte Kraft,
- die *Standardkraft* in N: Variation in Absolutkraft, wobei hier die Fluktuation der applizierten Kraft abgelesen werden kann,
- den *Maximalkraftbereich* in Newtonsekunden (N x s): Bei einer absoluten Kraftapplikation über 0,20 N bis zur Unterschreitung dieser Grenze wird die Zeit gemessen und als Kraftbereich definiert. Angegeben ist der maximale Kraftbereich.

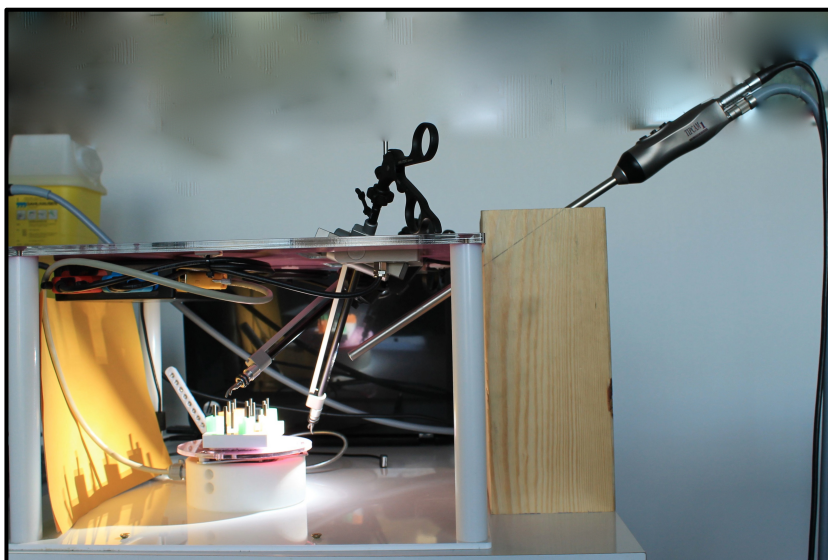
- das *Kraftvolumen* in Kubik Newton ( $N^3$ ): Ellipse um die Standardabweichungen der Kraft entlang der drei PCs. Die größte Standardabweichung der Kraft definiert die Orientierung der PC1, die zweitgrößte Standardabweichung gibt die Richtung von PC2 vor, welche zudem lotrecht auf PC1 steht. PC3 steht auf PC1 und PC2 senkrecht.

Zusätzlich zu den EoM- und Kraft-Parametern misst der ForMoST die Zeit, die zur Erreichung des Aufgabenziels erforderlich ist. Dem Boxtrainer wurden in unterschiedlichen Studien face validity (Realitätsnähe des Simulators), content validity (Nützlichkeit als Trainingstool) und construct validity (Diskriminierungskompetenz zwischen unterschiedlichen Kompetenzlevels der Benutzer) bescheinigt<sup>49,51</sup>.

Der Boxtrainer musste, um ihn den Ansprüchen der Studie anzupassen, geringfügig modifiziert werden. Die vorgenommenen Änderungen werden im Folgenden erläutert.

- Hardware

Die integrierte Kamera von ForMoST wurde deaktiviert und durch die jeweiligen Kameras der STORZ-Laparoskopie Türme ersetzt. Diese wurden in einem Winkel von 35° Grad zur ForcePlatform, die die Aufgabentabets enthielt angebracht. Somit konnten wir bei der intraoperativen Kamerahaltung ähnlichen Bedingungen eine adäquate Sicht im Boxtrainer erzielen. Die Kamerafixierung erfolgte durch eine Bohrung in einen vormontierten Kieferholzblock. Zudem wurde die offene Boxseite, die sich im Blickfeld des Probanden befindet, mit einem gelben, das intraabdominale Fett imitierenden Pappkarton verdeckt, um ein Situs näheres, ablenkungsarmes Sichtfeld zu ermöglichen (Abb. 16).



**Abb. 16:** Boxtrainer nach studienspezifischen Adaptionen.

Auf der ForcePlatform wurde die dort verschraubte Vorrichtung zum Fixieren eines Knotenschwamms entfernt und durch einen Klettverschluss ersetzt. Auf diesen konnte anschließend entweder die FLS® - „Stifttransfer-Oberfläche“ (Dexterity Block, VTI Medical, Waltham, MA, USA) oder der FLS® - Gummischlauch (Penrose Drain, VTI Medical, Waltham, MA, USA) mit der Inzision für die Knotenaufgabe aufgebracht werden (Abb. 18, 19). Die Kalibrierung der ForcePlatform erfolgte vor dem Start jeder Aufgabe erneut. So konnte der Druck, der durch das Gewicht des Stifttransfer-tablets auf die Plattform ausgeübt wurde, aus dem Kraftaufwendungsergebnis der Stifttransferaufgabe eliminiert werden. Der gesamte Boxtrainer und der die Kamera fixierende Holzkeil wurden auf einen Tisch geschraubt um ein Verschieben der Komponenten während des Studienablaufes zu unterbinden. Außerdem wurde so sichergestellt, dass jeder Proband am gleichen Arbeitsplatz seine Aufgaben erfüllte.

- Software

Zur exakten Messung der EoM Parameter für die zwei verwendeten Aufgaben konnten nach Rücksprache mit den Entwicklern des ForMoST die eigenen Aufgaben in die Software aufgenommen werden. Dies war notwendig, da für die Aufgaben Instrumente mit unterschiedlicher Länge genutzt wurden. Zur korrekten Messung der Parameter wurden für die Stifttransferaufgabe die Längen der verwendeten Maryland-Zangen als Grundlage gesetzt, für die Knotenaufgabe die Längen der in der Folge beschriebenen Nadelhalter. Da die Schere nur kurz am Ende der Knotenaufgabe zum Abschneiden zum Einsatz kam, verzichteten wir auf die Erstellung eines Algorithmus um die Instrumentenlänge der Schere zu berücksichtigen.

### **Laparoskopischer Arbeitsplatz**

Der 3D-Arbeitsplatz setzte sich aus dem LCD-Monitor (LCD-Monitor EJ-MDA32E-K, Panasonic, Kadoma, Japan), einer Kaltlichtfontäne (XENON NOVA 300, Storz, Tuttlingen, Deutschland), der 3D-Kamera mit 0° Blickrichtung (3D TIPCAM 1®, Storz, Tuttlingen, Deutschland) mit einem Fiberglas Lichtkabel (Fiberglas-Lichtkabel, 300cm, 4,8 mm, Storz, Tuttlingen, Deutschland) sowie der Kamerakontrolleinheit (3D-Kamera-Kontrolleinheit Storz Communication Bus mit Image Capture Module, Storz, Tuttlingen, Deutschland) zusammen. Die bereitgestellten dazugehörigen passiv zirkulär polarisierten 3D-Brillen konnten entweder als Brillenaufstecker für die vorhandenen optischen Brillen der Probanden oder als Brille in toto angeboten werden (3D-Brillenclip oder 3D-Brille, zirkulär polarisiert, Storz, Tuttlingen, Deutschland). Der konventionelle 2D-Turm wurde durch einen 26 Zoll HD-Monitor (G2 HB Monitor HD mit LED Backlight,

Storz, Tuttlingen, Deutschland), der Kaltlichtfontäne (XENON NOVA 300, Storz, Tuttlingen, Deutschland), der Kamerakontrolleinheit (Image1 HD Hub System™, Storz, Tuttlingen, Deutschland) einem Kamerakopf (H3-Z Kamerakopf, 3-Chip HD Kamerakopf, Storz, Tuttlingen, Deutschland) sowie einer Geradeausoptik (HOPKINS® II Großbild-Geradeaus-Optik 0°, Storz, Tuttlingen, Deutschland) inklusive einer Fiberglas Lichtleitung (Fiberglas-Lichtkabel, 250 cm, 4,8 mm, Storz, Tuttlingen, Deutschland) gebildet. Bei den verwendeten chirurgischen Instrumenten hielten wir uns an die Vorgaben des FLS® Programmes. Für die erste Aufgabe verwendeten wir Maryland Zangen (Kellyzange, Storz, Tuttlingen, Deutschland) und die von FLS® vorgeschriebene Transferfläche (Dexterity Block, VTI Medical, Waltham, MA, USA) mit den dazugehörigen Kunststoffdreiecken. Für den intrakorporalen Knoten verwendeten wir zur Bearbeitung der bereits erwähnten vorinzidierten Gummischläuche mit Zielmarkierungen für die Durchstiche (Penrose Drain, VTI Medical, Waltham, MA, USA) je einen Nadelhalter mit Maulteil nach rechts bzw. links (Nadelhalter mit pistolenförmigem ergonomischem Griff, Storz, Tuttlingen, Deutschland), eine laparoskopische Schere (endoskopische Schere, Storz, Tuttlingen, Deutschland) und einen Faden der Stärke 3-0 (Vicryl Plus 26 mm ½ circle taper needle, Ethicon, Somerville, NJ, USA) gekürzt auf 15 cm.

### **Fragebogen**

Die Fragebögen setzten sich aus

- einem statistischen Teil (Teilnehmernummer, Crossover Gruppe und dreidimensionaler Sehfähigkeit),
- epidemiologischen Angaben  
(Gesamtkohorte: Alter und Geschlecht, Videospiele-Erfahrung und 3D-Videospielerfahrung;  
Ärzte: Dauer der Weiterbildung, Fachrichtung, Brillenträgerstatus, bisheriger Erfahrung mit 3D-Laparoskopie, Anzahl an eigenständig durchgeführten Laparoskopien;  
Studenten: Grad an chirurgischer Erfahrung)
- und subjektiven Einschätzungsfragen (Augenanstrengung, körperlicher Anstrengung, Schnelligkeit, genereller Eindruck, Vorhandensein von Vorteilen für das Operieren mit der dreidimensionalen Sicht)

zusammen.



Kontinuierliche Variablen wurden in ganzen Zahlen abgefragt. Kategoriale Variablen waren von allen Studienteilnehmern jeweils anhand einer 5-Punkte Likert Skala zu beantworten. Ein Fragebogen befindet sich im Anhang.

## **2.2 Methoden**

### **2.2.1 Studiendesign**

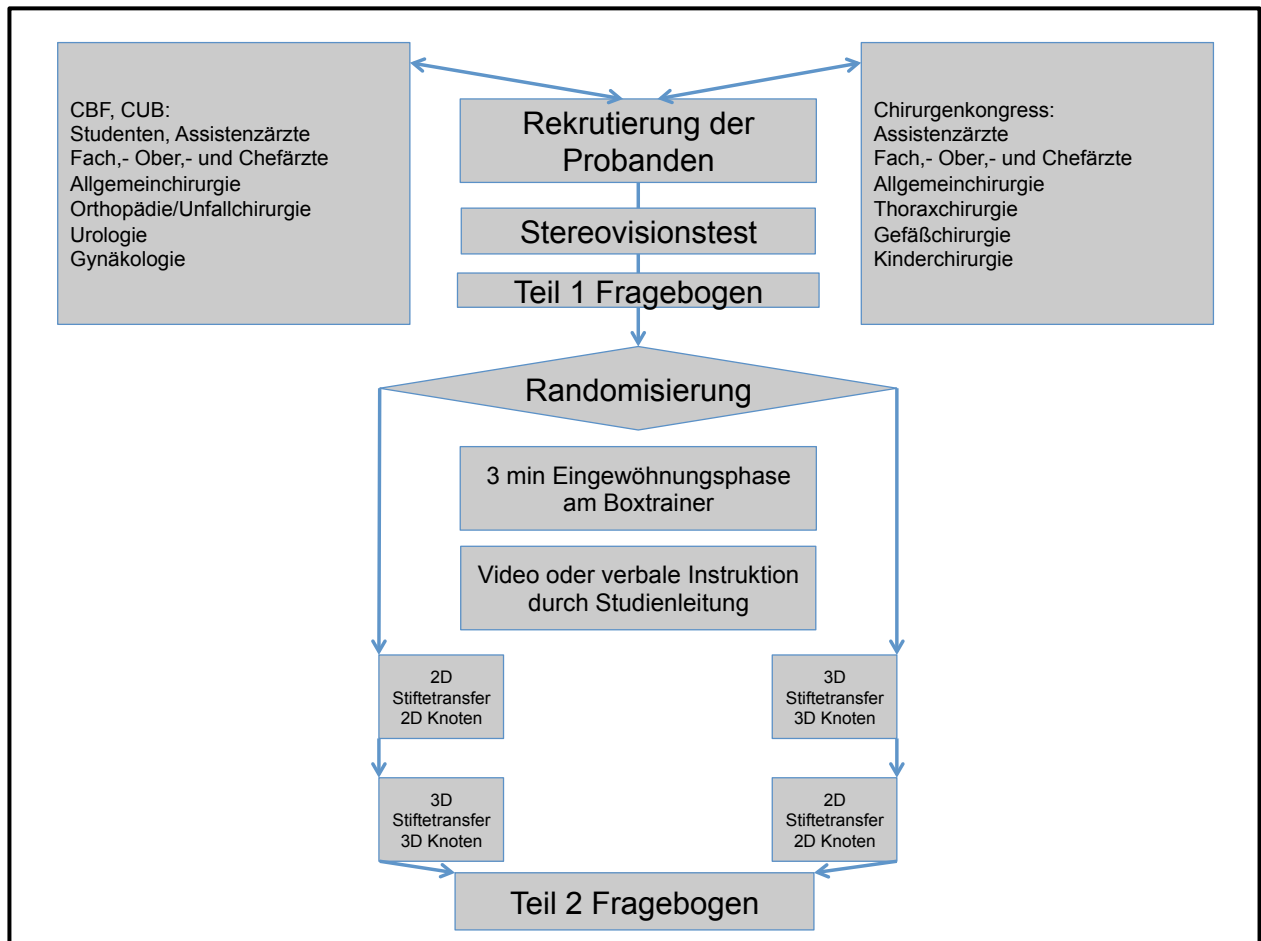
Die Studie wurde prospektiv, randomisiert und kontrolliert durchgeführt.

Vom 07.01.2014 – 27.02.2014 erfolgte die Rekrutierung der Teilnehmer innerhalb der Ärzteschaft der Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Gefäßchirurgie, der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, der Klinik für Urologie sowie der Klinik für Gynäkologie und Senologie des Campus Benjamin Franklin (CBF) der Charité - Universitätsmedizin Berlin (CUB). In diesem Zeitraum wurden auch die Studenten des 5. klinischen Semesters im Rahmen ihres Blockpraktikums Chirurgie in die Studie eingeschlossen. Während des 131. Kongresses der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie vom 25.03.2014 - 28.03.2014 in Berlin wurden die Kongressbesucher zur Teilnahme an der Studie eingeladen. Die Rekrutierung erfolgte nach der Vorstellung des Projektes durch die Studienleitung. Alle 133 Probanden nahmen freiwillig an der Studie teil und erhielten keine Aufwandsentschädigung.

Zunächst wurde die Fähigkeit der Probanden, dreidimensional zu sehen überprüft. 3D-blinde Teilnehmer wurden ausgeschlossen. Die Studienleitung füllte den ersten Teil des Fragebogens, einschließlich der Anzahl bereits selbstständig absolvierter Laparoskopien aus. Anschließend erfolgte die Zuteilung gemäß der Angabe bereits absolvierter Laparoskopien zu der Experten- bzw. Nichtexperten-Gruppe. Innerhalb dieser Gruppen wurden die Teilnehmer anschließend randomisiert, um die gleiche Anzahl an erfahrenen und unerfahrenen Probanden in den beiden Ablaufästen der Studie (Start mit 2D-Sicht und Start mit 3D-Sicht) sicherzustellen. So starteten die Teilnehmer ausgeglichen entweder mit dem 2D-HD Monitor oder dem 3D-LCD-Monitor um im folgenden Durchgang auf den jeweils anderen Modus zu wechseln. Die Randomisierung erfolgte somit stratifiziert und balanciert. Der Studienablauf wurde den Probanden mithilfe eines Videos erklärt. Anschließend wurde Ihnen eine dreiminütige Eingewöhnungszeit am Boxtrainer gewährt.

Der Teilnehmer hatte zwei definierte Aufgaben zunächst am konventionellen bzw. dreidimensionalen Laparoskopieturm zu absolvieren und direkt anschließend die beiden

Aufgaben in der jeweils anderen Sicht durchzuführen. Zuletzt wurden die Fragebögen zur Überprüfung der subjektiven Wahrnehmung der Teilnehmer von diesen ausgefüllt (Abb. 17).



**Abb. 17:** Flowchart Studiendesign.

CBF Campus Benjamin Franklin. CUB Charité - Universitätsmedizin Berlin.

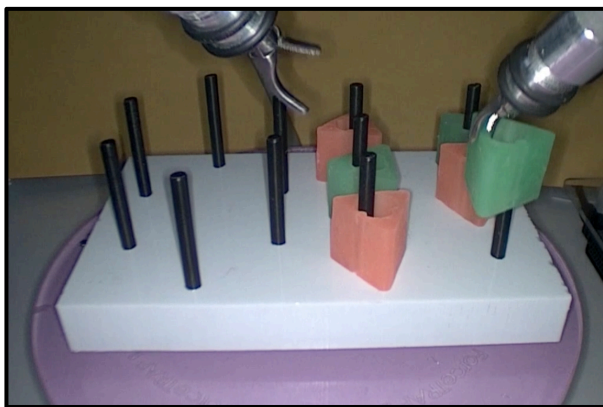
### 2.2.2 Aufgaben

Wir stellten den Probanden zwei von der Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons (SAGES) entwickelte Aufgaben aus ihrem FLS® Programm. Die FLS® wurden mit dem Ziel entwickelt, einen einheitlichen Minimalstandard in der Lehre der Laparoskopie herzustellen. In den Vereinigten Staaten gehört die erfolgreiche Absolvierung des FLS® Programmes zur chirurgischen Facharztausbildung<sup>52</sup>.

#### **Gezielte dominant- und nichtdominanthändige Objektbewegung**

Zur Erfüllung der ersten Aufgabe sollten sechs kleine Kunststoffdreiecke von einer Seite eines Steckbrettes (Abb. 18) zur anderen Seite bewegt werden. Dazu wurden diese einzeln mit der dominanten Hand angehoben, in der Luft auf die nichtdominante Hand transferiert und mit dieser auf der anderen Seite des Brettes abgesetzt. Sobald alle

Dreiecke auf der neuen Seite angelangt waren, wurden diese wiederum mit der nichtdominanten Hand angehoben, in der Luft auf die dominante übergeben und dann abgesetzt. Als Fehler wurde ein Verschwinden eines der Dreiecke aus dem Gesichtsfeld oder ein Nichterfüllen der Aufgabe innerhalb von 300 Sekunden (s) gewertet, wobei die im Zeitlimit nicht übertragenen Dreiecke gezählt wurden. Die Summe dieser beiden Fehlerquellen bildete den Score für die erste Aufgabe. Mit dem gezielten Objekttransfer werden Hand-Augen-Koordination, Ambidextrie und Tiefenempfindung getestet<sup>52</sup>, sie wird im Folgenden „Stifttransfer“ bezeichnet. Ein Fehlerscore wurde dokumentiert. Hierzu wurden nicht im Zeitlimit transferierte und aus dem Sichtfeld gefallene Objekte addiert.



**Abb. 18:** Bildschirmansicht gezielte Objektbewegung („Stifttransfer“).

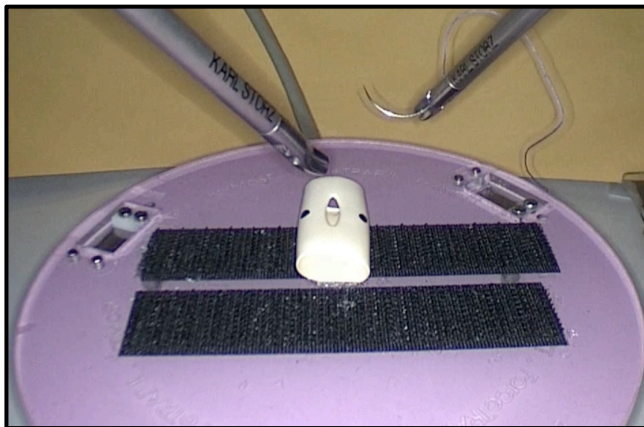
### **Intrakorporaler Knoten**

Der intrakorporale Knoten sollte auf einen kleinen Gummischlauch mit vorgegebener 10 Millimeter (mm) Inzision (Abb. 19) gesetzt werden. Hierzu waren die Probanden angehalten sich genau an folgenden Ablauf zu halten.

1. Die Nadel wurde im Nadelhalter der dominanten Hand durch die beiden vormarkierten Punkte auf dem Schlauch geführt, der Faden hindurchgezogen bis nur noch ein kleines Stück überstand.
2. Eine doppelte Schlinge musste um den Nadelhalter der nichtdominanten Hand erfolgen. Der erste Knoten wurde festgezogen.
3. Die Probanden spannten die Nadel in den Nadelhalter der nichtdominanten Hand um. Eine einfache Schlinge wurde gelegt, anschließend wurde der zweite Knoten festgezogen.
4. Die Nadel wurde in den Nadelhalter der dominanten Hand umgespannt. Eine Einzelschlinge wurde gelegt, der Faden zugezogen.

5. Es erfolgte ein Instrumentenwechsel durch die Studienleitung, der Nadelhalter der dominanten Hand wurde durch eine laparoskopische Schere ausgetauscht.
6. Der Proband musste beide Fäden bei einer Länge von 2 Zentimeter (cm) abschneiden.

Die komplexe Aufgabe testete unter anderem den Fertigkeitentransfer und die beidhändige gezielte Bewegung<sup>52</sup>. Die Aufgabe war innerhalb eines Zeitlimits von 600 s abzuschließen. Falls die Probanden länger benötigten, wurden die innerhalb der vorgegebenen Zeit nicht ausgeführten Aufgabenschritte anhand eines Fehlerpunkte-Scores erfasst.



**Abb. 19:** Bildschirmansicht Knotenaufgabe.

Ein von FLS® entwickelter Fehlerscore, der nach Vollendung der Aufgabe erhoben wurde, beurteilte Knotenfestigkeit sowie den Abstand zwischen vorgegebener und tatsächlicher Einstichstelle. Folgende Fehlerpunkte wurden für die aufgeführten festgestellten Mängel vergeben:

- pro mm Ein/Ausstich neben Markierung: 1 Fehlerpunkt
- „rutschiger“ Knoten: 10 Fehlerpunkte
- „Knoten löst sich“: 20 Fehlerpunkte

Score-Erweiterung: Fehlerpunkte bei Nicht-Vollenden der Aufgabe im Zeitlimit (600 s)

- Schnitt im Zeitlimit fehlt: 30 Fehlerpunkte
- Dritter Knoten im Zeitlimit fehlt: 40 Fehlerpunkte
- Zweiter Knoten im Zeitlimit fehlt: 50 Fehlerpunkte
- Erster Knoten im Zeitlimit fehlt: 60 Fehlerpunkte

### 2.2.3 Gruppeneinteilung: Nichtexperten und Experten

Zum Vergleich der Experten mit den Nichtexperten wurden zunächst Experten definiert. Nach Literaturrecherche folgte die Zuteilung des Expertenstatus falls der Proband mehr

als 100 eigenständig durchgeführte laparoskopische Operationen angegeben hatte. Da die Aufteilung der Teilnehmer in die Erfahrungsgruppen in den publizierten Studien differierte und wir uns der Willkür der Definition bewusst sind, analysierten wir die Daten für unterschiedliche Expertendefinitionen und verglichen die Ergebnisse auf Unterschiede. Wir errechneten die Nichtexperten-Experten Unterschiede sowohl mit einer Expertendefinition ab 50 eigenständig durchgeführten Laparoskopien als auch mit einer Expertendefinition ab 100 eigenständig durchgeführten Laparoskopien. Hier ergaben sich in den beschriebenen signifikanten Unterschieden keine Abweichungen. So kann von einer adäquaten Aussagekraft der Ergebnisse ausgegangen werden.

#### **2.2.4 Rohdatenverarbeitung und Statistik**

Die Trainingsdaten wurden automatisch durch die Software des mit dem ForMoST verbundenen Laptops erhoben. Sie wurden mittels eines eigens dafür geschriebenen Programmes aus der Excel-Darstellung von ForMoST in SPSS 20 (SPSS, Chicago, IL, USA) transferiert. Anschließend wurden die Daten der anonymisierten Fragebögen nach Probandennummer ergänzt.

Der Fragebogen verwendete zur subjektiven Evaluation eine Likert-Skala mit fünf Merkmalsausprägungen. Die Teilnehmer wählten zwischen „3D deutlich besser“, „3D besser“, „unentschieden“, „2D besser“ und „2D deutlich besser“.

Die Datenanalyse umfasste die Testung auf Normalverteilung durch den Kolmogorov-Smirnov-Test sowie die Schiefe, wobei Werte zwischen -1 und +1 als normalverteilt eingestuft wurden. Der Großteil der gemessenen Variablen war bei einer Schiefe von  $>1$  oder  $<-1$  als nicht-normalverteilt einzustufen. Dementsprechend wurden vereinfachend alle Variablen als nicht-normalverteilt behandelt. Kontinuierliche Variablen werden als Median (Minimum – Maximum) angegeben. Kategoriale Variablen werden absolut und relativ, also als Anzahl und Prozent angeführt. Performancevergleiche eines Probanden wurden im Sinne verbundener Stichproben mit dem Wilcoxon Rangsummentest durchgeführt.

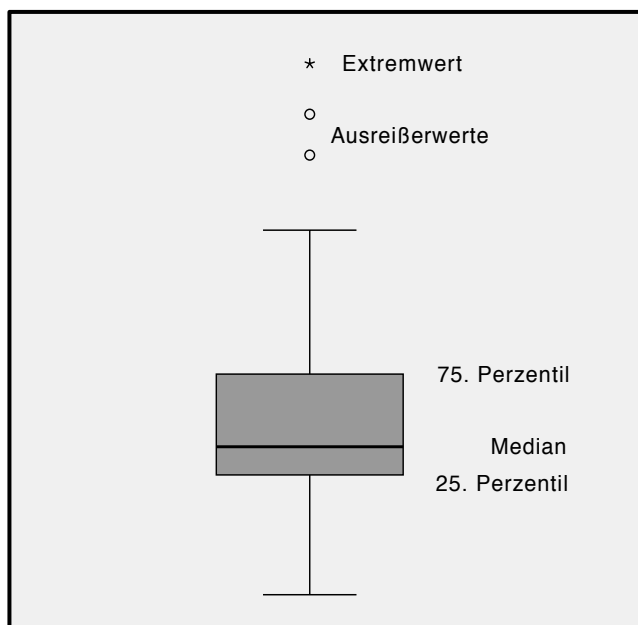
Durch Subtraktion des gemessenen 3D-Wertes vom aufgezeichneten 2D-Wert eines Teilnehmers wurden die absoluten Differenzen zur Bearbeitung der Hypothese II berechnet. Die so errechneten Werte entsprechen beispielsweise dem absoluten Zeitgewinn, der absoluten Pfadlängenreduktion, der absoluten Bewegungsvolumenvergrößerung. Diese Absolutwerte stellten die Grunddaten zum Vergleich zwischen der Expertengruppe und der Nichtexpertengruppe mit Hilfe des

Mann-Whitney-U-Tests für unabhängige Variablen dar. Die dichotome Subgruppenanalyse nach Expertenstatus wurde nach Zuordnung des Probandendatensatzes gemäß der erhobenen demographischen Daten durchgeführt. Die Errechnung der prozentualen Unterschiede der Experten zur Annäherung an Hypothese III erfolgte durch die Subtraktion des Quotienten aus 3D-Absolutwert zu 2D-Absolutwert von 1.

Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 (zweiseitig) festgelegt. Die angegebenen p-Werte sind wie folgt zu interpretieren und in den Graphiken dargestellt:

$p > 0,05$	nicht signifikant	ns
$p \leq 0,05$	signifikant	*
$p \leq 0,01$	sehr signifikant	**
$p \leq 0,001$	hoch signifikant	***

Die graphische Darstellung erfolgte mittels Balken und Tortendiagrammen sowie Boxplots. Diese stellen die Verteilung metrischer Daten mittels Median, 25. und 75. Perzentile, Whiskers sowie den Ausreißer- und Extremwerten dar (Abb. 20).

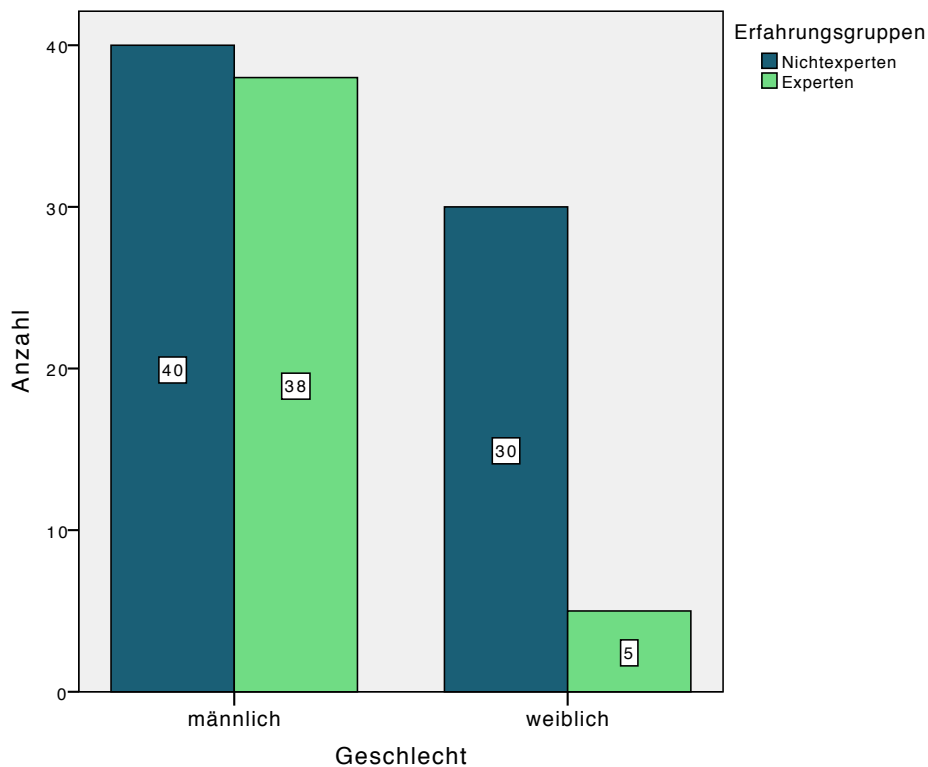


**Abb. 20:** Boxplot.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Demographie

Für die abschließende Datenanalyse standen 113 Volldatensätze zur Verfügung. 78 (69,0 %) Studienteilnehmer waren männlich, 35 (31,0 %) weiblich. Während die Nichtexpertengruppe im Verhältnis der Geschlechter zueinander ausgeglichen war (30 Frauen entsprechend 42,9 % der Nichtexperten), zeigte sich in der Expertengruppe eine deutliche Differenz zugunsten der männlichen Teilnehmer. Diese stellten mit 38 Chirurgen 88,4 % der Experten (Abb. 21).

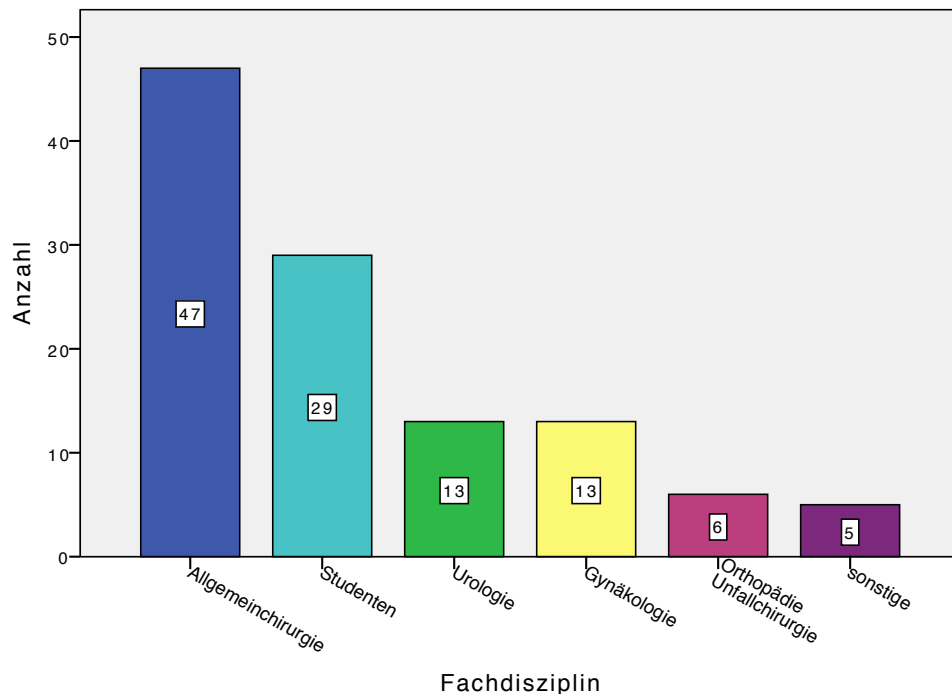


**Abb. 21:** Geschlechterverteilung in den Erfahrungsgruppen.

Der Altersmedian lag bei 33 Jahren. Ein 21-jähriger Student wurde als Minimum registriert, ein 68-jähriger Chefarzt wies das Maximalalter auf.

Die mittlere Weiterbildungszeit bzw. die Zeit, die der Proband in seiner Disziplin arbeitend verbracht hatte, wurde mit 5 Jahren (Median) errechnet. Der dienstälteste Arzt blickte auf 40 Jahre chirurgische Tätigkeit zurück, die jüngsten Ärzte befanden sich im ersten Weiterbildungsjahr. In der Teilnehmerkohorte befanden sich 29 (25,7 %) Studenten. Die Studienpopulation bestand zudem aus 47 (41,6 %) Allgemeinchirurgen,

jeweils 13 (11,5 %) Urologen und Gynäkologen, 6 (5,3 %) Orthopäden/Unfallchirurgen (OUCH) und 5 (4,4 %) Angehörigen sonstiger chirurgischen Disziplinen, namentlich der Kinder-, Gefäß- und Thoraxchirurgie (Abb. 22).



**Abb. 22:** Fachdisziplinen der Teilnehmer.

Die Ärzte teilten sich in 31 (36,9 %) Weiterbildungsassistenten, 16 (19,0 %) Fachärzte, 25 (29,8 %) Oberärzte und 12 (14,0 %) Chefärzte auf (Tab. 1).

Funktion	Allgemein- chirurgie		Orthopädie/ Unfallchirurgie		Urologie		Gynäkologie		sonstige		gesamt	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
WB	13	27,7	4	66,7	8	61,5	5	38,5	1	20	31	36,9
FA	8	17,0	0	0	3	23,1	5	38,5	0	0	16	19,0
OA	15	31,9	2	33,3	2	15,4	3	23,1	3	60	25	29,8
CA	11	23,4	0	0	0	0	0	0	1	20	12	14,3
alle	47	100	6	100	13	100	13	100	5	100	84	100

**Tab. 1:** Teilnehmende Fachdisziplinen aufgeschlüsselt nach Probandenfunktion.

WB = Weiterbildungsassistent, FA = Facharzt, OA = Oberarzt, CA = Chefarzt.

Über keinerlei Erfahrungen mit 3D-Geräten im OP berichteten 53 (63,0 %) Ärzte. 18 (21,4 %) arbeiteten zuvor „testweise“, 6 (7,1 %) „gelegentlich“ und weitere 6 (7,1 %) „häufiger“ mit 3D. Nur ein Proband (1,2 %) führte an, regelmäßig 3D-Laparoskope zu



benutzen. Aus der Ärztekohorte trugen 41 (48,8 %) Teilnehmer eine Brille, 37 (44 %) gaben an aufgrund ihrer Emmetropie ohne Sehhilfe zu operieren. Zudem bestand die Ärztekohorte aus 6 (7,2 %) Kontaktlinsenträgern.

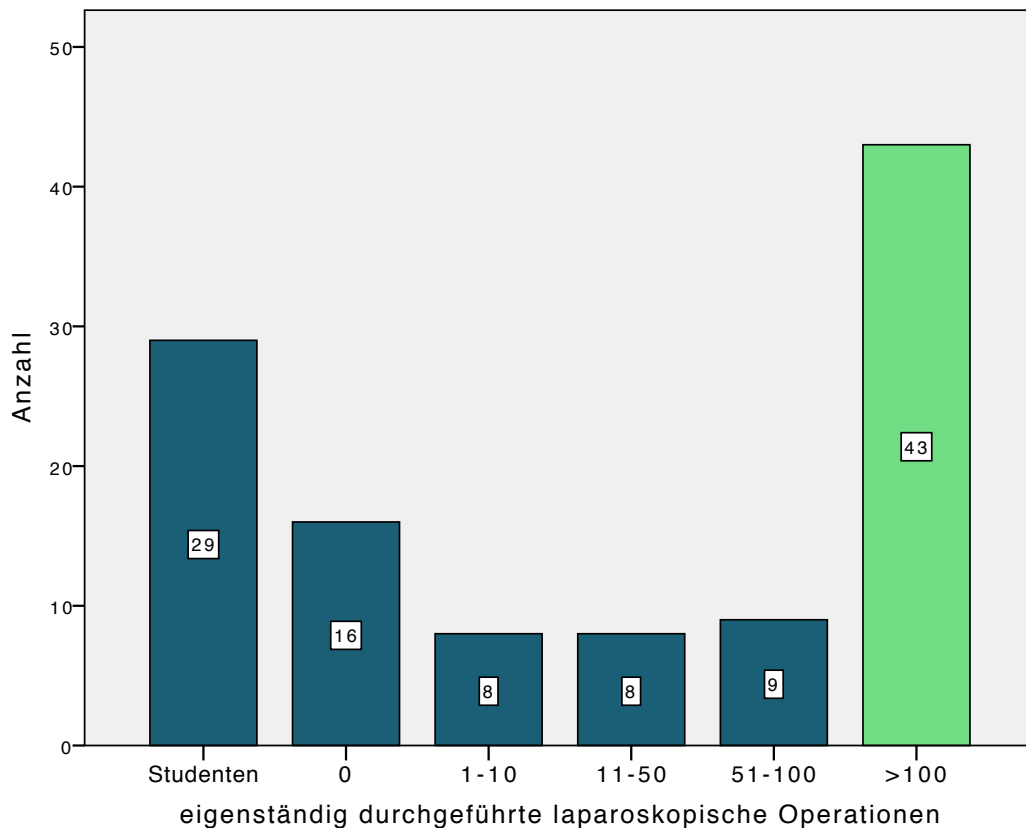
Demographische Basisdaten			
Alter, Jahre, Median, (Min-Max)		33	(21-68)
Berufsjahre, Median, (Min-Max)		5	(0-40)
Geschlecht, n, (%)	männlich	78	(69,0)
Sehhilfe, n, (%)	Brille	41	(48,8)
	keine Brille	37	(44,0)
	Kontaktlinsen	6	(7,1)
3D-Erfahrung im laparoskopischen OP, n, (%)	nie mit 3D gearbeitet	53	(63,1)
	testweise mit 3D gearbeitet	18	(21,4)
	gelegentlich mit 3D gearbeitet	6	(7,1)
	häufiger mit 3D gearbeitet	6	(7,1)
	regelmäßig mit 3D gearbeitet	1	(1,2)
	regelmäßig mit 3D gearbeitet		

**Tab. 2:** Demographische Basisdaten.

Alle Variablen außer *Sehhilfe* und *3D-Erfahrung im OP* in Bezug auf Gesamtkohorte. *Sehhilfe* und *3D-Erfahrung im OP* in Bezug auf Ärztekohorte.

Die Anzahl an selbstständig durchgeführten laparoskopischen Eingriffen (für die Unfallchirurgen zählten therapeutische und diagnostische Arthroskopien) wurde zur Einteilung der Probanden in die Experten- und Nichtexpertengruppe verwendet: 45 (39,8 %) Teilnehmer hatten noch keinen laparoskopischen Eingriff geleitet (Studenten und junge Weiterbildungsassistenten summiert), jeweils 8 (7,1 %) gaben „1-10“ oder „11-50“ Prozeduren an. 9 (8,0 %) Probanden gaben „51-100“ eigenständige Eingriffe an, während 43 (38,1 %) von „über 100“ selbstständig durchgeführten minimal invasiven Eingriffen berichteten (Tab. 2). Probanden, die mehr als 100 laparoskopische Eingriffe angaben, wurden der Expertengruppe zugeordnet, alle anderen Teilnehmer zählten fortan als Nichtexperten (Abb. 23). Die Mehrheit der Probanden gab „keine“ bis „wenig“ Erfahrung mit Videospielen (VS) an. Nur 14 (12,4 %) Teilnehmer berichteten von „viel“ bzw. „sehr viel“ Videospielderfahrung. Videospiele in einer dreidimensionalen

Umwelt wurden von 8 (7,1 %) Teilnehmern „viel“ bis „sehr viel“ gespielt (Tab. 3).



**Abb. 23:** Einteilung der Probanden in die Experten (grün)- und Nichtexperten (blau)-Gruppe.

Videospielerfahrung

		n	%
VS-Erfahrung	keine	38	33,6
	wenig	37	32,7
	mäßig	22	19,5
	viel	12	10,6
	sehr viel	4	3,5
3D-VS-Erfahrung	keine	83	73,5
	wenig	14	12,4
	mäßig	8	7,1
	viel	6	5,3
	sehr viel	2	1,8

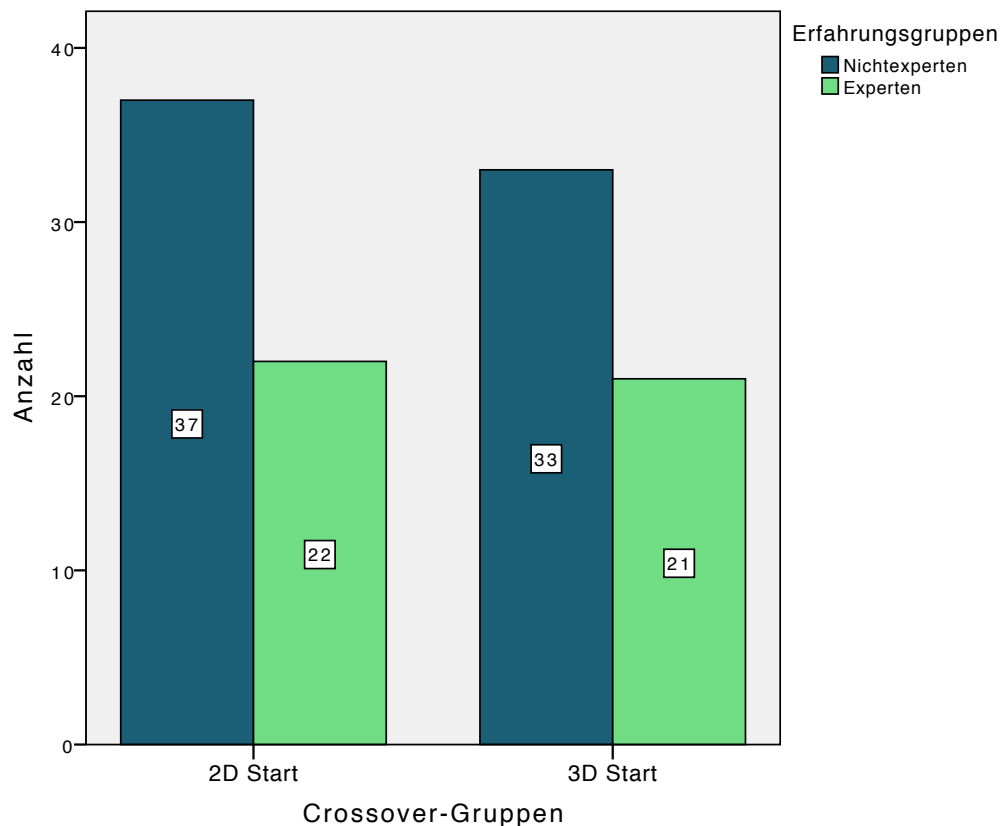
**Tab. 3:** Videospielerfahrung der Probanden.

VS = Videospiele.

Die Probanden wurden ausgeglichen auf die zwei Äste der Studie verteilt: 59 (52,2 %) Teilnehmer starteten im 2D-Modus, 54 (47,8 %) begannen im 3D-Modus.

Bei der Crossover-Gruppen Einteilung zeigte sich eine vergleichbare Anzahl an Experten und Nichtexperten die mit konventionellem bzw. stereovisuellem Bild

starteten. 22 (51,2 %) Experten und 37 (52,9 %) Nichtexperten begannen mit dem 2D-Bild zu arbeiten (Abb. 24).



**Abb. 24:** Verteilung der Probanden auf die Crossover-Gruppen nach Erfahrungsgrad.

Unter den insgesamt 133 freiwilligen Teilnehmern wurden zwei Personen detektiert, die nach den Kriterien des Stereovisionstest als „nicht räumlich sehfähig“ eingestuft wurden. Beide gehörten der Studentengruppe an. Sie nahmen an der Studie teil, ihre Datensätze wurden bei der statistischen Analyse jedoch nicht berücksichtigt. Aufgrund eines nachträglich festgestellten technischen Fehlers konnten die ersten 18 Datensätze nicht voll verwertet werden. So wurden von diesen Probanden ausschließlich die von der Studienleitung erfassten Scorewerte analysiert.

### **3.2 Hypothese I: Ungeachtet der Laparoskopie-Erfahrung der Probanden führt die dreidimensionale Sicht zu besserer Performance, gemessen an den Economy of Motion (EoM) Parametern und geringerer Kraftentwicklung auf das Handlungsumfeld.**

#### **3.2.1 EoM Parameter 2D vs. 3D**

##### **Stiftetransfer-Aufgabe**

###### *Zeit*

Der Median der Zeit zur Erfüllung der Aufgabe lag in Bezug auf die Gesamtkohorte im 2D-Modus bei 159 Sekunden (s) während im 3D-Modus 139 s benötigt wurden ( $p \leq 0,001$ ). Eine anschließende Betrachtung der Zeitunterschiede des Stiftetransfers im 2D- zu 3D-Modus der unterschiedlichen Erfahrungsgruppen (Studenten, Arzt ohne eigenständig durchgeführte Laparoskopie, eine bis zehn eigenständige Laparoskopien, 11-50 eigenständige Laparoskopien, 51-100 eigenständige Laparoskopien und >100 eigenständige Laparoskopien) zeigte, dass jede Subgruppe mit dem 2D-Modus mehr Zeit benötigte, jedoch nur für die Gruppen „Arzt ohne eigenständig durchgeführte Laparoskopie“ ein signifikanter ( $p = 0,035$ ) und „>100 eigenständige Laparoskopien“ ein hochsignifikanter Unterschied ( $p \leq 0,001$ ) dokumentiert werden konnte. Abbildung 25 illustriert die genutzte Zeit im 2D- wie im 3D-Modus für die beschriebenen Gruppen.

###### *Pfadlängen der Instrumentenspitzen*

Die zur Erfüllung der Aufgabe zurückgelegten Pfadlängen der Instrumentenspitzen wurden getrennt für das linke und rechte Instrument aufgezeichnet und analysiert. Die zurückgelegte Pfadlänge der rechten Zange betrug im 2D-Modus im Median 3996,8 Millimeter (mm), im 3D-Modus 3640,5 mm ( $p \leq 0,001$ ). Für das linke Instrument zeigte sich ebenfalls ein hochsignifikanter Unterschied zwischen den zurückgelegten Pfadlängen des Instrumentes. Es wurden im Median 4061,9 mm mit der konventionellen und 3542,2 mm mit der stereoskopischen Sicht aufgezeichnet (Abb. 26).

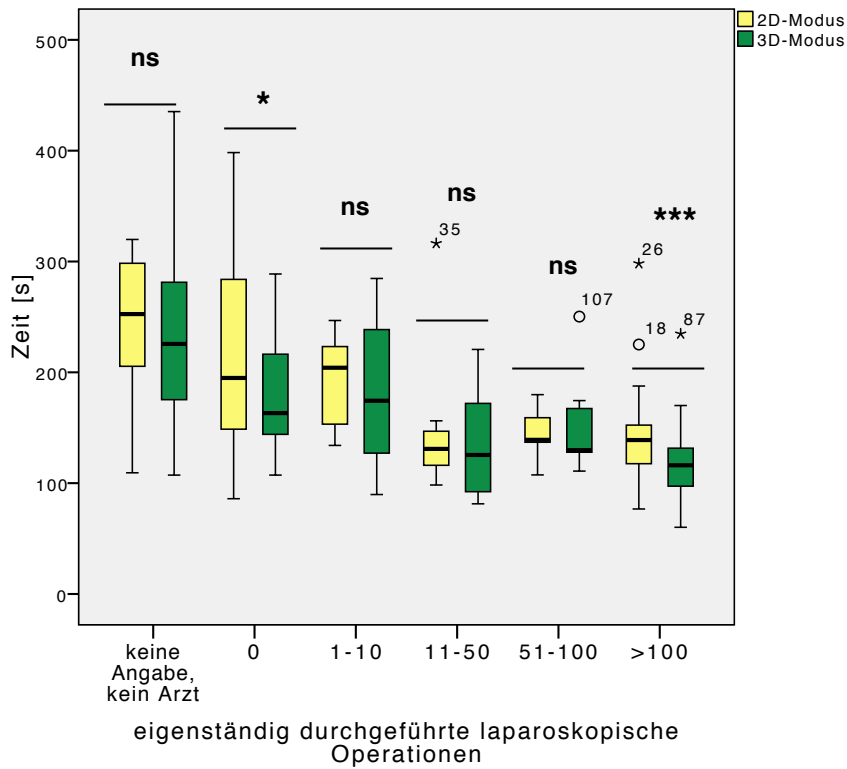


Abb. 25: Stiftettransferzeit nach Erfahrungsgruppen im 2D- und 3D-Modus.

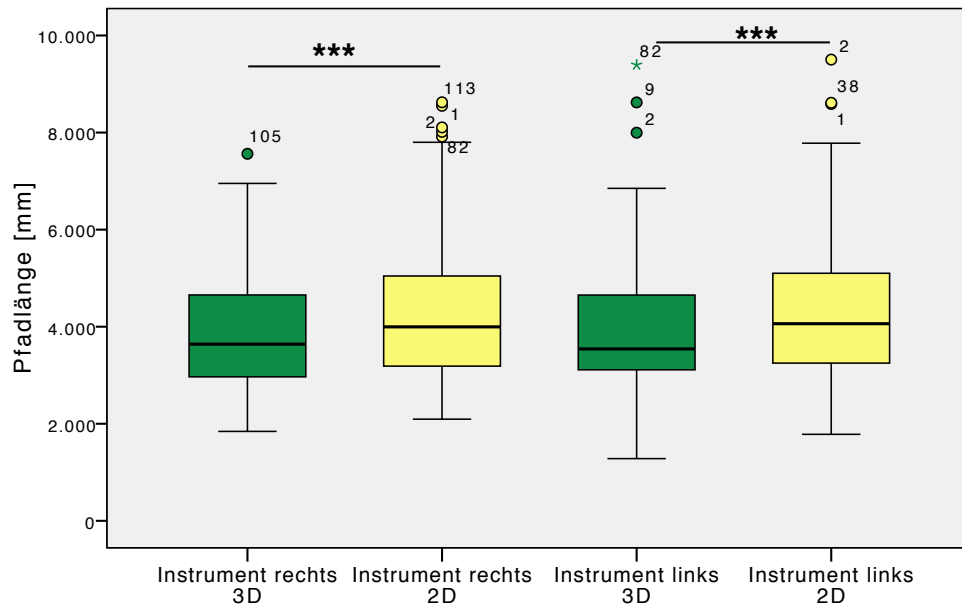


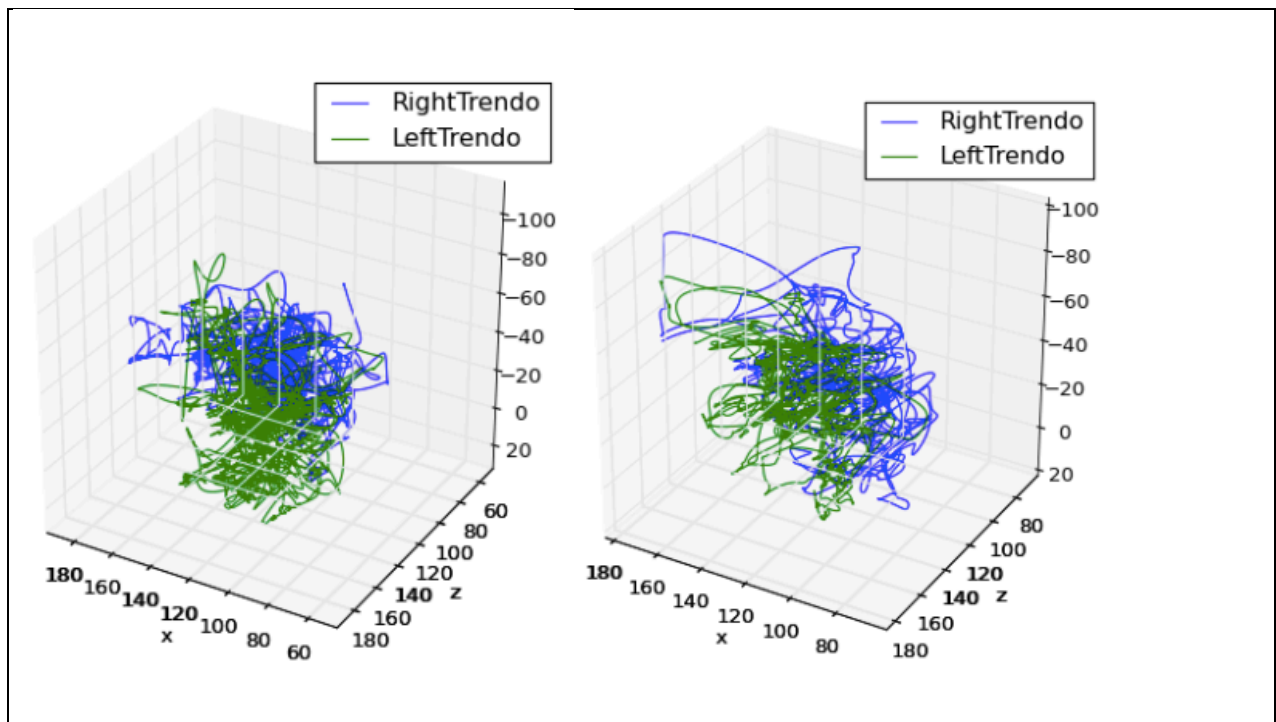
Abb. 26: Pfadlängen rechts und links im 2D (gelb)- und 3D-Modus (grün).

### *Variation der Instrumententiefe*

Für das rechte wie linke Instrument wurde die Variation der Eindringtiefe der Zange in den Boxtrainer getrennt aufgezeichnet. Rechts zeigte sich ein Unterschied von 18,7 mm (2D-Modus) zu 17,5 mm (3D-Modus) ( $p = 0,005$ ). Die Abweichung der Insertionstiefe des linken Instrumentes lag im 2D-Modus bei 17,5 mm, im 3D-Modus bei 16,8 mm (je Median,  $p = 0,072$ ).

### *Bewegungsvolumen*

Im 2D-Modus wurden sowohl mit dem rechten ( $2,66 \text{ mm}^3$ ) als auch mit dem linken ( $2,72 \text{ mm}^3$ ) Instrument kleinere Bewegungsvolumina detektiert als unter der plastischen Sicht. Im 3D-Modus lag der Median der rechten Ellipse bei  $2,72 \text{ mm}^3$  während das linke Ellipsenvolumen  $2,77 \text{ mm}^3$  betrug (Abb. 27). Die Vergrößerung des Bewegungsvolumens unter 3D-Sicht war für das rechte Instrument signifikant ( $p = 0,019$ ). Für das linke Instrument lies sich keine Signifikanz nachweisen ( $p = 0,297$ ).



**Abb. 27:** Proband 100 (exemplarisch) Bewegungsprofil Stiftetransfer. Links im 2D-Modus, rechts im 3D-Modus. Bewegungsprofil des rechten Instrumentes blau, Bewegungsprofil des linken Instrumentes grün.

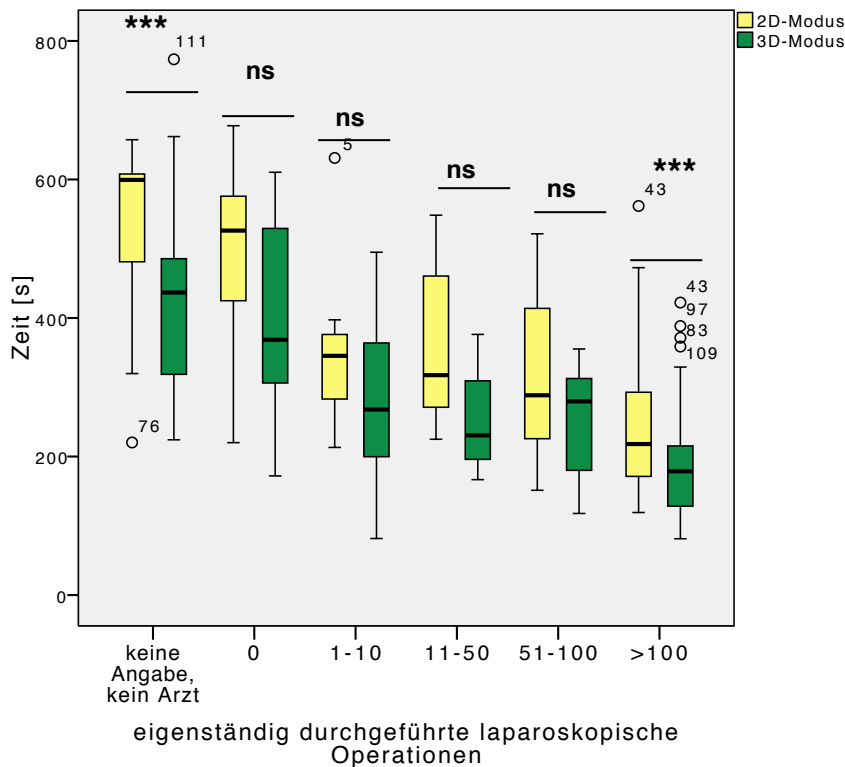
### *Distanz der Instrumentenspitzen zueinander*

Im 2D-Modus wurden die Instrumente mit einem Median von 66,0 mm enger zusammengehalten als bei der räumlichen Sicht mit 66,9 mm ( $p = 0,101$ ).

## Knoten-Aufgabe

### Zeit

Mit der zweidimensionalen Sicht benötigten die Probanden im Median 337 s zum Abschluss der Knotenaufgabe. Im Vergleich dazu wurden 278 s im Median mit der räumlichen Sicht gemessen (Abb. 28). Dies entspricht einer Zeitersparnis von 17,5 % sowie einem p-Wert von  $\leq 0,001$  für die Gesamtkohorte (Tab. 4). In der anschließenden gesonderten Analyse der 2D- zu 3D-Zeit zur Erfüllung der Knotenaufgabe der einzelnen Erfahrungsgruppen zeigte sich für jede Gruppe ein vermehrter Zeitaufwand mit der 2D-Sicht. Hochsignifikante Unterschiede errechneten sich für die Subgruppen „kein Arzt“ sowie „>100 eigenständige Laparoskopien“.

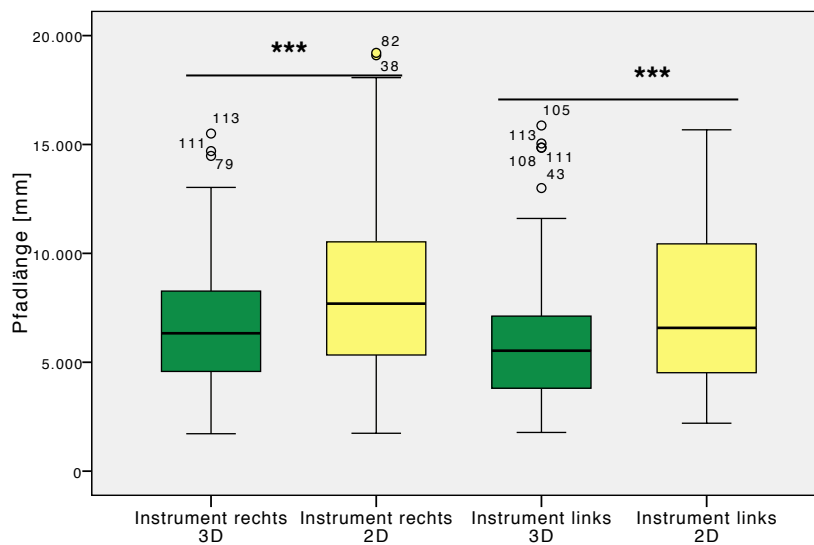


**Abb. 28:** Knotenaufgabenzeit nach Erfahrungsgruppen im 2D- und 3D-Modus.

### Pfadlängen der Instrumentenspitzen

Die rechten Instrumente (*Nadelhalter und Schere zum Schnitt*) legten mit der konventionellen Sicht im Median eine Strecke von 7692,0 mm zurück. Unter stereoskopischen Bedingungen legten die rechten Instrumente im Median 6331,2 mm zurück, dies entspricht 17,7 % weniger Strecke im 3D-Modus (Abb. 29) ( $p \leq 0,001$ ). Der mit dem linken Nadelhalter zurückgelegte Weg betrug im 2D-Modus im Median 6578,0

mm. 5531,0 mm legte das linke Instrument im 3D-Modus zurück, eine Wegersparnis von 15,9 % wurde dokumentiert ( $p \leq 0,001$ ).



**Abb. 29:** Knotenaufgabe: Pfadlängen links und rechts im 2D (gelb)- und 3D-Modus (grün).

#### *Variation der Instrumententiefe*

Rechts wurde im 2D-Modus eine Änderung der Insertionstiefe der Instrumente von 29,9 mm zu 28,6 mm im 3D-Modus gemessen ( $p = 0,370$ ). Das linke Instrument änderte seine Insertionstiefe im Median um 27,3 mm unter der konventionellen Sicht, während mit der 3D-Sicht ein Unterschied von 25,6 mm gemessen wurde ( $p = 0,080$ ).

#### *Bewegungsvolumen*

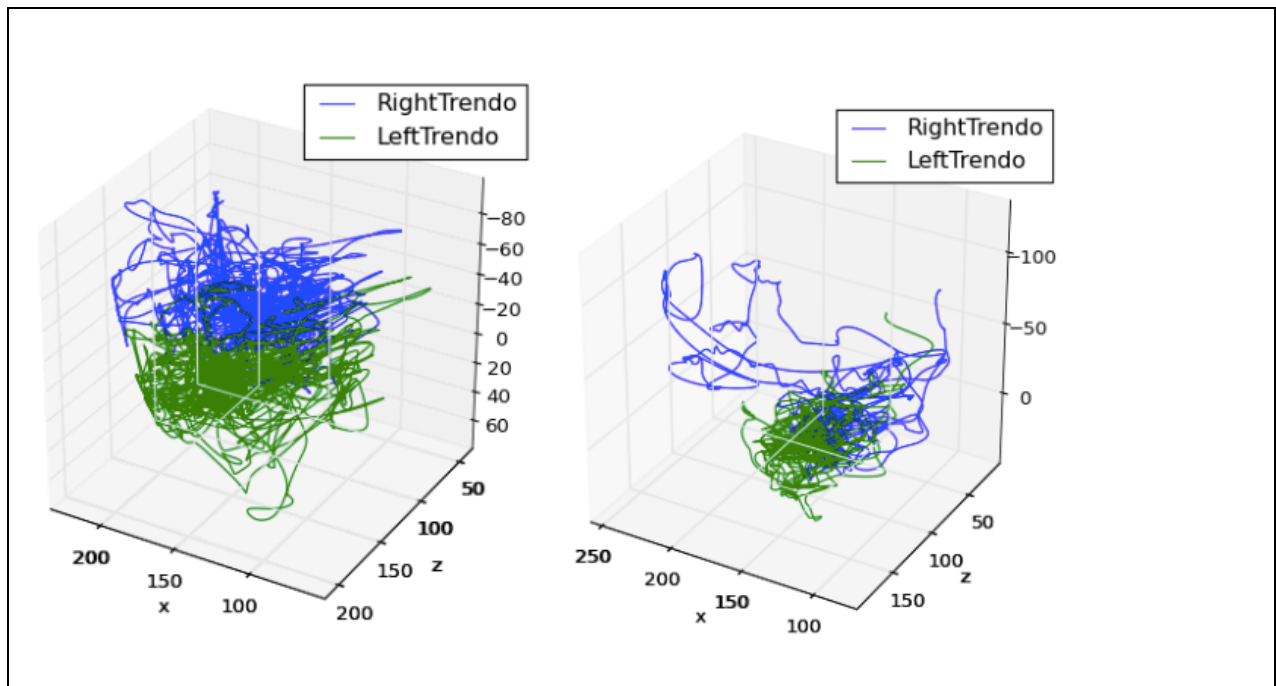
Das Bewegungsausmaß der rechten Instrumente betrug im 2D-Modus  $2,40 \text{ mm}^3$ , während im 3D-Modus  $2,54 \text{ mm}^3$  aufgezeichnet wurden (jeweils Medianwert). Die Vergrößerung des Bewegungsvolumens der Instrumente unter dreidimensionaler Sicht (Abb. 30) war für das rechte Instrument signifikant ( $p = 0,010$ ).

Die durch die Bewegungsausschläge des linken Nadelhalters errechnete Wolke betrug unter der zweidimensionalen Sicht  $2,36 \text{ mm}^3$ , unter der dreidimensionalen Sicht  $2,45 \text{ mm}^3$  (jeweils Median,  $p = 0,418$ ).

#### *Distanz der Instrumentenspitzen zueinander*

Im 2D-Modus betrug die Strecke zwischen den beiden Instrumentenspitzen im Median 66,1 mm, während im 3D-Modus 68,6 mm im Median gemessen wurden ( $p \leq 0,001$ ).





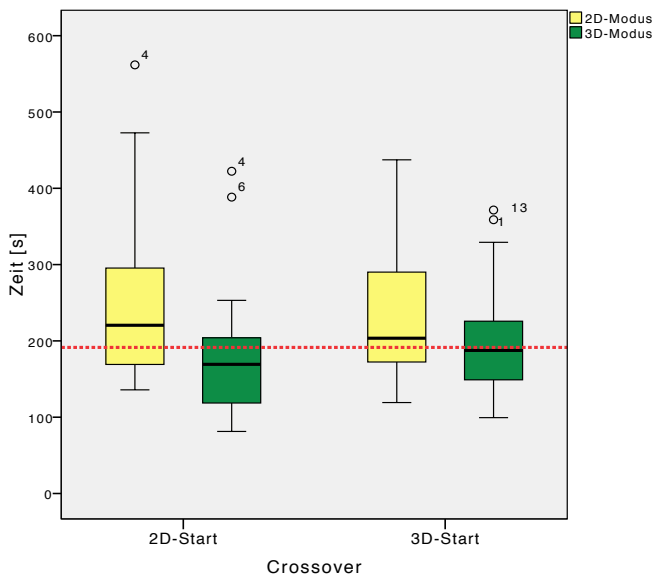
**Abb. 30:** Proband 100 (exemplarisch) Bewegungsprofil Knotenaufgabe. Links im 2D-Modus, rechts im 3D-Modus. Bewegungsprofil der rechten Instrumente blau, Bewegungsprofil der linken Instrumente grün.

<b>Knotenaufgabe</b>				
	Median	Min	Max	p-Wert
2D Zeit in s	337	119	677	
3D Zeit in s	278	81	773	≤0,001
2D Pfadlänge links in mm	6.578,0	2.199,9	15.674,1	
3D Pfadlänge links in mm	5.531,0	1.777,2	15.871,6	≤0,001
2D Pfadlänge rechts in mm	7.692,0	1.738,9	19.208,0	
3D Pfadlänge rechts in mm	6.331,2	1.718,3	15.501,9	≤0,001
2D Volumen links in mm <sup>3</sup>	2,36	1,25	3,10	
3D Volumen links in mm <sup>3</sup>	2,45	1,05	3,11	0,418
2D Volumen rechts in mm <sup>3</sup>	2,40	1,46	3,11	
3D Volumen rechts in mm <sup>3</sup>	2,54	1,50	3,10	0,010
2D Insertionstiefe links in mm	27,3	17,5	52,0	
3D Insertionstiefe links in mm	25,6	14,6	48,0	0,080
2D Insertionstiefe rechts in mm	29,9	16,3	53,5	
3D Insertionstiefe rechts in mm	28,6	12,7	46,7	0,370
2D Instrumentenspitzenabstand in mm	66,1	46,5	97,1	
3D Instrumentenspitzenabstand in mm	68,6	49,8	121,0	≤0,001

**Tab. 4:** EoM Parameter der Knotenaufgabe 2D vs. 3D. p-Wert nach Mann-Whitney-U-Test.

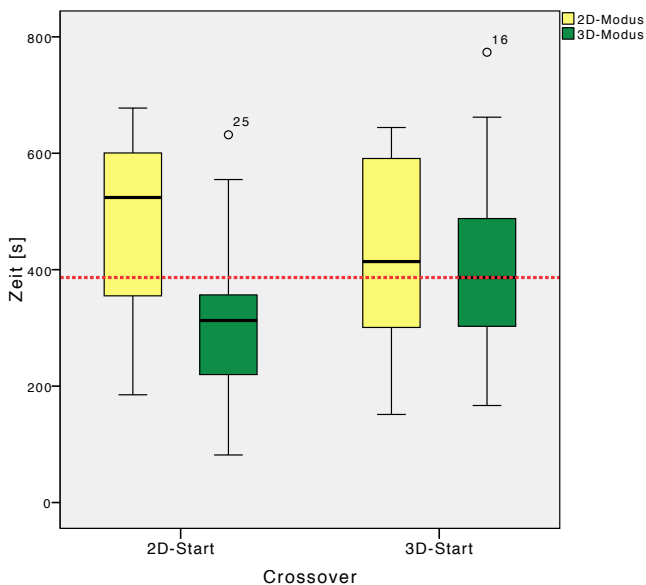
### 3.2.2 Crossover-Ergebnisvergleich

Die Teilnehmer, die im 2D-Modus starteten erreichten im 3D-Modus eine Zeiteinsparung von 129 s bei der Absolvierung der Knotenaufgabe. Nichtexperten sparten im Median 179 s, Experten 66 s. Begannen die Probanden im 3D-Modus sparten alle im Median 22 s mit der dreidimensionalen Sicht. Für die Nichtexperten errechnet sich eine mediane Zeitreduktion von 4 s, die Experten waren um 32 s schneller (Abb. 31, 32).



**Abb. 31:** Lerneffekt Experten.

Median der Knotenknüpfzeit aller Experten (rot).



**Abb. 32:** Lerneffekt Nichtexperten.

Median der Knotenknüpfzeit aller Nichtexperten (rot).

Der gleiche Trend zeigt sich bei der Pfadreduktion unter der dreidimensionalen Sicht. Im 2D-Modus startende Nichtexperten sparten anschließend mit dreidimensionaler Sicht links 2783,6 mm Weg ein, rechts reduzierte sich die Pfadlänge um 3013,3 mm. Nichtexperten, die im 3D-Modus begannen konnten lediglich eine Pfadlängenreduktion von 560,4 mm (links) bzw. 653,5 mm (rechts) im stereoskopischen Modus vorweisen. Auch die Experten sparten mit der dreidimensionalen Sicht weniger Weg ein, wenn sie im 3D-Modus starteten: 557,7 mm (links) bzw. 550,3 mm (rechts) im Vergleich zu 1380,3 mm (links) zu 1040,3 mm (rechts) bei Beginn mit dem konventionellen Geräten (Tab. 5).

Knoten	2D-Start				3D-Start			
	Nichtexperten		Experten		Nichtexperten		Experten	
	Med	Max	Med	Max	Med	Max	Med	Max
Zeitgewinn in 3D [s]	179	483	66	225	4	341	32	147
Pfadreduktion links im 3D-Modus [mm]	2783,6	9872,9	1380,3	4891,7	560,4	8473,4	557,7	3534,0
Pfadreduktion rechts im 3D-Modus [mm]	3013,3	9953,3	1040,3	5342,2	653,5	9420,4	550,3	4682,5

**Tab. 5:** Crossover-Gruppenvergleich der Vorteile im 3D-Modus.

### 3.2.3 Kraftaufwendungsvergleich 2D vs. 3D

#### Knotenaufgabe

Die „*Mediankraft*“ wurde sowohl für 2D als auch für 3D mit 0,27 N bemessen ( $p = 0,387$ ).

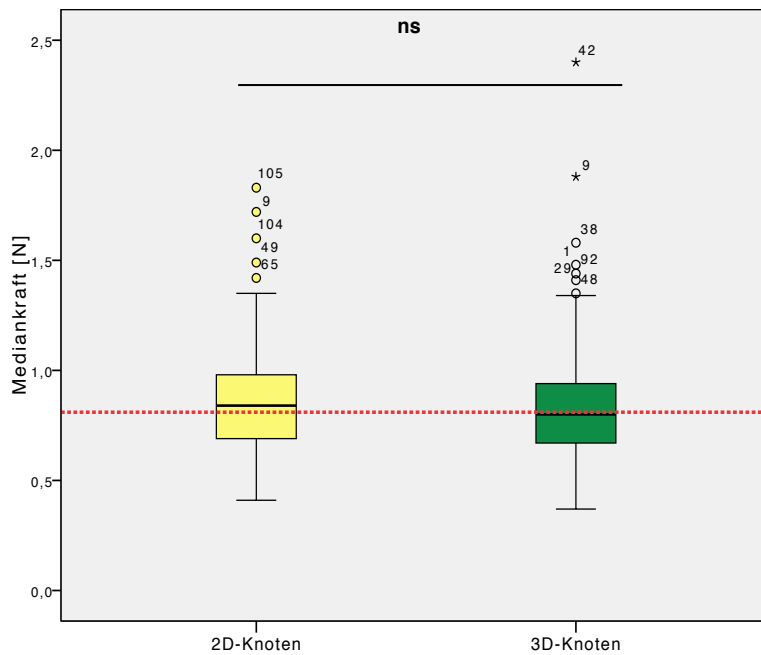
Unter der räumlichen Sicht wurde eine „*Mediankraft ungleich Null*“ von 0,80 N aufgezeichnet, während 0,84 N mit dem zweidimensionalen Monitor gemessen wurden (Abb. 33) ( $p = 0,397$ ).

Die „*Maximalkraft*“ betrug im Median 3,63 N im 3D-Modus und 4,19 N im 2D-Modus (Abb. 34) ( $p = 0,421$ ).

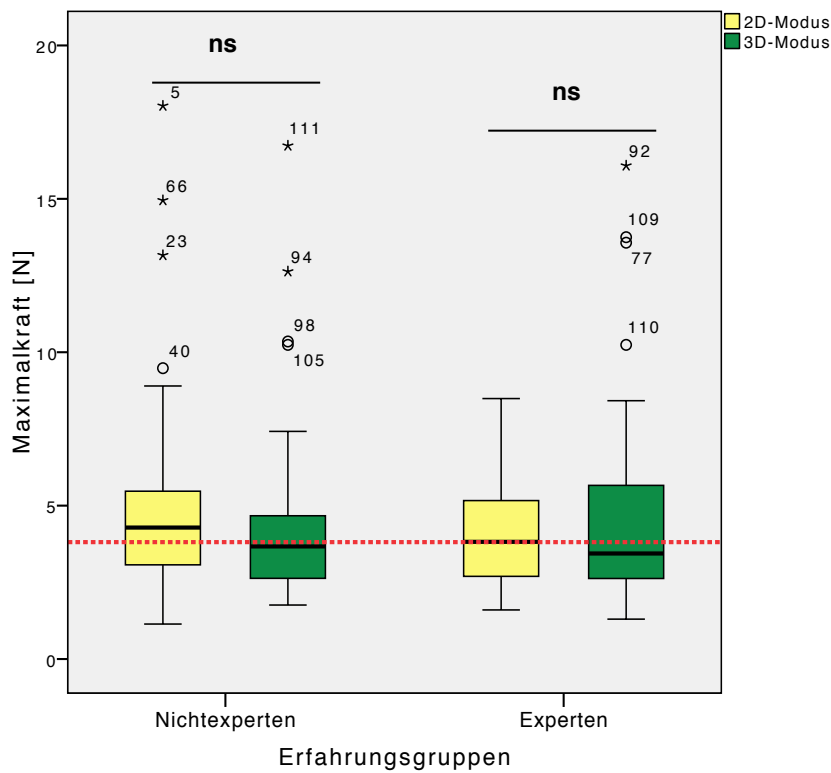
Im Median lag die „*Standard-Kraft*“ (Variation der applizierten Absolutkraft) im 2D-Modus bei 0,43 N, im 3D-Modus reduziert bei 0,40 N ( $p = 0,933$ ).

13,90 N x s betrug bei stereoskopischen Bedingungen die *Maximalkraft-Fläche* im Median. Unter der konventionellen Sicht lag der Median bei 14,21 N x s ( $p = 0,767$ ).

Das *Kraftvolumen* wurde im Median mit 2,34 N<sup>3</sup> im 3D-Modus gemessen. Im 2D-Modus lag der Median reduziert bei 2,26 N<sup>3</sup> ( $p = 0,901$ ).



**Abb. 33:** Kraftaufwendung 2D vs. 3D. Median Gesamtkohorte Mediankraft ungleich 0 bei der Knotenaufgabe (rot).



**Abb. 34:** Aufgewendete Maximalkraft bei der Knotenaufgabe nach Erfahrungsgruppen und Modi. Median Maximalkraft Gesamtkohorte bei der Knotenaufgabe (rot).

### **3.3 Hypothese II: Laparoskopie-Nichtexperten profitieren mehr von der neuen Technologie als erfahrene Laparoskopieure**

Zum besseren Vergleich der in Abschnitt 3.2. gezeigten Unterschiede, die alle Teilnehmer durch den Wechsel der Sichtoptionen erreichten, wurden die absoluten Differenzen der einzelnen Probanden errechnet.

#### **3.3.1 EoM Parameter Experten vs. Nichtexperten**

##### **Stiftetransfer-Aufgabe**

###### *Zeit*

Die mediane Zeitersparnis unter dreidimensionaler Sicht betrug in der Expertengruppe 17 s (16,5 s). Die Nichtexperten sparten ebenfalls 17 s (16,7 s) ein (Tab. 6).

###### *Pfadlängen der Instrumentenspitze*

Während die Experten im Median links 364,5 mm und rechts 422,5 mm Streckenverkürzung mit der räumlichen Darstellung erreichten, kamen die Nichtexperten links auf 304,0 mm und rechts auf 468,8 mm Pfadlängenreduktion (Tab. 6).

###### *Bewegungsvolumen*

Mit der Stereoskopie veränderte sich in der Expertengruppe das Bewegungsvolumen des linken Instrumentes im Median nicht, rechts wurde eine Volumenzunahme um 0,04 mm<sup>3</sup> gemessen. Im Vergleich vergrößerten die Nichtexperten ihr Volumen links um 0,04 mm<sup>3</sup> und rechts um 0,08 mm<sup>3</sup> (Tab. 6).

###### *Distanz der Instrumentenspitzen zueinander*

Die Experten hielten die Instrumentenspitzen mit der Stereoskopie im Median um 0,1 mm weiter auseinander, die Nichtexperten um 1,4 mm (Tab. 6).

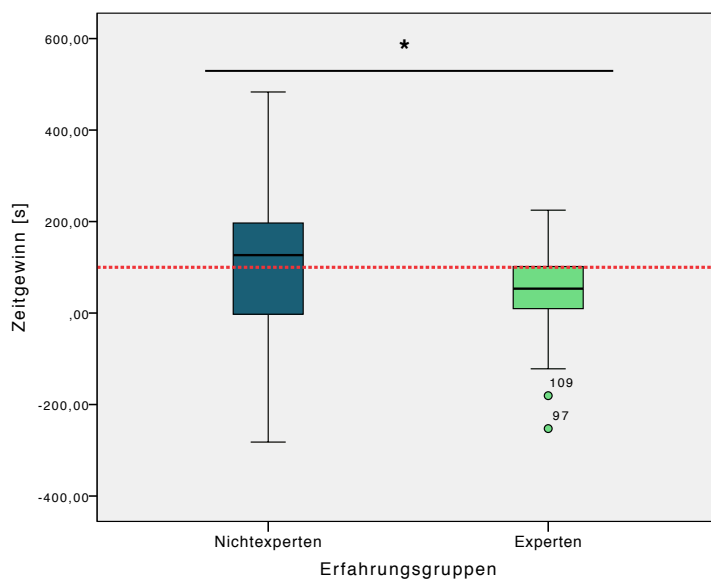
	Nichtexperten			Experten			p-Wert
	Median	Min	Max	Median	Min	Max	
Zeitgewinn 3D [s]	17	-146	168	17	-66	174	0,542
Volumengewinn links [mm <sup>3</sup> ]	-0,04	-1,41	1,11	,00	-0,72	0,88	0,391
Volumengewinn rechts [mm <sup>3</sup> ]	-0,08	-0,96	0,84	-0,04	-0,51	0,93	0,995
Pfadreduktion links [mm]	304,0	-3233,0	3542,5	364,5	-1450,4	3899,4	0,967
Pfadreduktion rechts [mm]	468,8	-3227,0	3888,2	422,5	-987,3	3490,9	0,586
Distanzunterschied [mm]	-1,4	-14,5	36,0	-0,5	-16,2	9,6	0,765

**Tab. 6:** Stiftetransfer EoM-Gewinne in 3D - Vergleich zwischen Experten und Nichtexperten. Ein negativer Wert bedeutet Vergrößerung des Parameters unter stereoskopischer Sicht (Distanzvergrößerung zwischen den Instrumentenspitzen, Volumenvergrößerung). p-Wert nach Mann-Whitney-U-Test.

## Knotenaufgabe

### Zeit

53 s gewannen die Experten im Median im 3D-Modus. Die Nichtexperten beendeten die Knotenaufgaben mit der räumlichen Sicht im Median um 127 s schneller als im 2D-Modus. Die Nichtexperten gewannen signifikant mehr Zeit (Abb. 35) mit der stereoskopischen Sicht als die Teilnehmer der Experten-Gruppe (Tab. 7).

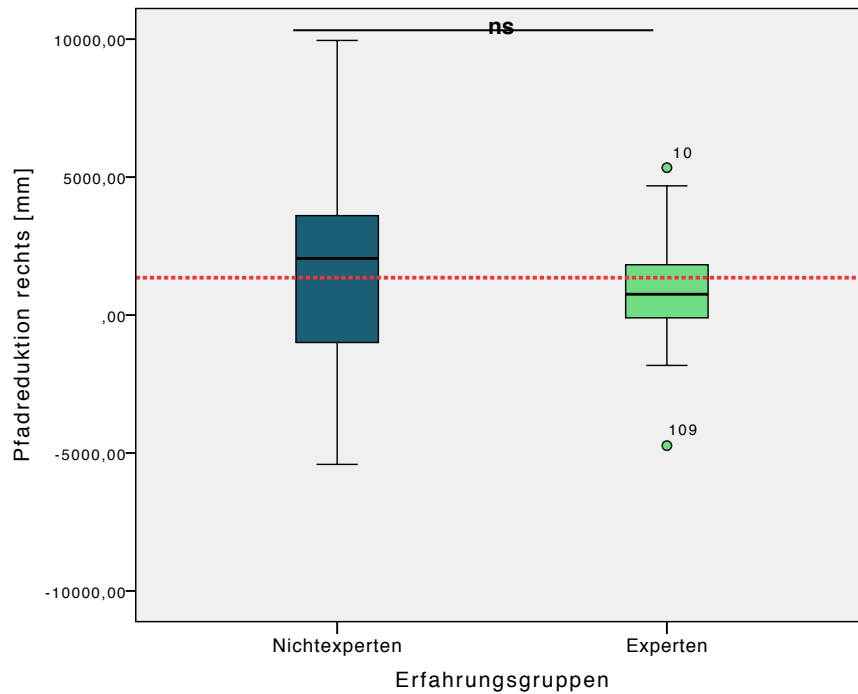


**Abb. 35:** Zeitgewinn der Knotenaufgabe im 3D-Modus nach Erfahrungsgruppen. Median des Zeitgewinnes der Gesamtkohorte mit der räumlichen Sicht (rot).

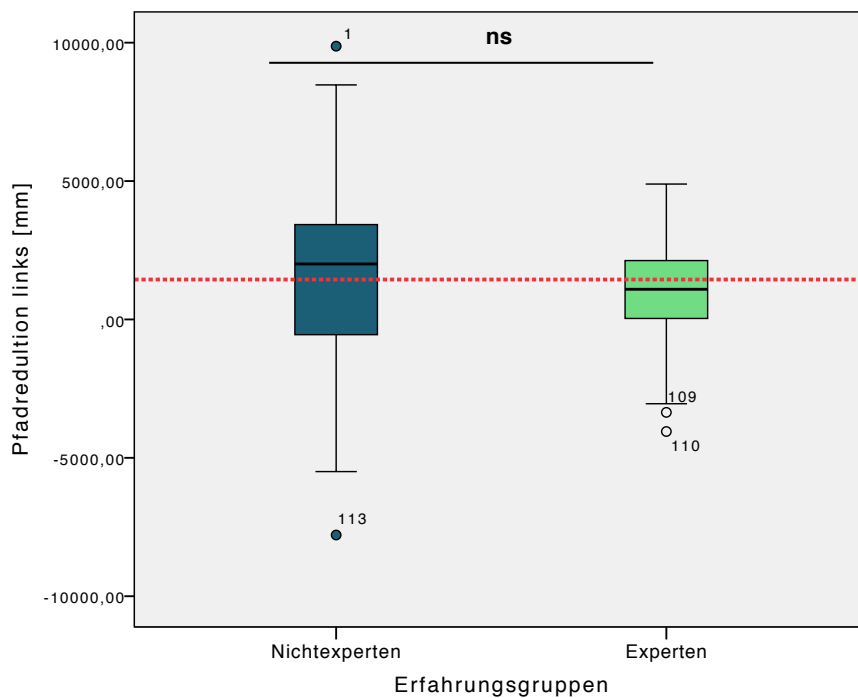
### Pfadlängen der Instrumentenspitze

Mit dem rechten Instrument verringerte sich die zurückgelegte Strecke der Experten im 3D-Modus um 754,1 mm, während die Nichtexperten die Pfadlänge um 2051,5 mm reduzierten. Die Expertengruppe sparte durch die dreidimensionale Sicht links im

Median 1090,3 mm des Weges ein, während die Nichtexperten im Median eine Reduktion der Strecke des linken Nadelhalters von 2004,2 mm erreichten (Abb. 36, 37). Der Intergruppen-Vergleich ergab für beide Seiten keine Signifikanz (Tab. 7).



**Abb. 36:** Pfadreduktion rechts für die Knotenaufgabe nach Erfahrungsgruppen. Median der Pfadreduktion rechts der Gesamtkohorte (rot).



**Abb. 37:** Pfadreduktion links für die Knotenaufgabe nach Erfahrungsgruppen. Median der Pfadreduktion links der Gesamtkohorte (rot).

### *Bewegungsvolumen*

Die Experten vergrößerten unter dreidimensionaler Sicht ihr Volumen links um 0,04 mm<sup>3</sup>, rechts um 0,05 mm<sup>3</sup>. Die Nichtexperten nutzten links 0,02 mm<sup>3</sup> und rechts 0,09 mm<sup>3</sup> mehr Raum aus (Tab. 7).

### *Distanz der Instrumentenspitzen zueinander*

Der Median der Expertengruppe zeigte im 3D-Modus eine Zunahme der Strecke zwischen den Instrumenten um 4,2 mm. Die Nichtexperten vergrößerten den Abstand ihrer Instrumentenspitzen im Median um 1,6 mm (Tab. 7).

	Nichtexperten			Experten			p-Wert
	Med	Min	Max	Med	Min	Max	
Zeitgewinn [s]	127	-282	483	53	-253	225	0,038
Volumengewinn links [mm <sup>3</sup> ]	-0,01	-1,18	0,95	-0,04	-1,19	1,75	0,725
Volumengewinn rechts [mm <sup>3</sup> ]	-0,09	-1,09	0,52	-0,05	-1,10	0,71	0,576
Pfadreduktion links [mm]	2004,2	-7789,0	9872,9	1090,3	-4049,2	4891,7	0,066
Pfadreduktion rechts [mm]	2051,5	-5412,8	9953,3	754,1	-4733,5	5342,2	0,110
Distanzunterschied [mm]	-1,6	-26,6	21,8	-4,2	-47,4	15,2	0,066

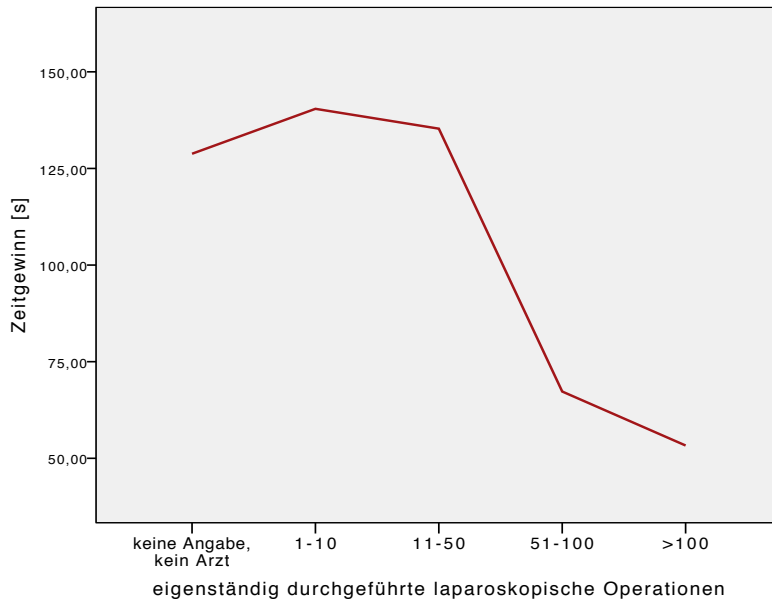
**Tab. 7:** Knoten EoM-Parameter Gewinne – Vergleich zwischen Experten und Nichtexperten. p-Wert nach Mann-Whitney-U-Test.

### *Korrelation zwischen Expertengrad und Zeitgewinn beim Knoten in 3D*

Der Zeitgewinn durch die 3D-Sicht bei der Durchführung der Knotenaufgabe wurde als einziger Parameter identifiziert, der einen signifikanten Unterschied zwischen Experten und Nichtexpertengruppe zeigt. In der Folge wurde eine Korrelation zwischen Expertengrad (nach den selbstständig ausgeführten laparoskopischen Eingriffen) und totalem Zeitgewinn im 3D-Modus untersucht.

Es ergibt sich ein Spearman-Rho von -0,20 mit einer zweiseitig geprüften Signifikanz von 0,030. Je weniger Erfahrung ein Proband hatte, desto höher sein Zeitgewinn mit dem 3D-Gerät (Abb. 38).





**Abb. 38:** Zeitgewinn bei der Erfüllung der Knotenaufgabe im 3D-Modus nach Erfahrungsgruppen.

### 3.3.2 Kraftaufwendungsvergleich Experten vs. Nichtexperten

Beim Intergruppenvergleich der erzielten Kraftparameter errechneten sich keine signifikanten Differenzen aus der Experten- und Nichtexperten-Gruppe (Tab. 8). Für den Parameter „*Maximalkraft*“ konnten die Nichtexperten unter der dreidimensionalen Sicht im Median 0,04 N einsparen, die Experten erreichten eine Kraftreduktion um 0,16 N. Die „*Mediankraft ungleich 0*“ lag im 3D Modus bei den Nichtexperten um 0,01 N geringer, bei den Experten konnten 0,03 N weniger im 3D Modus gemessen werden. Die Messungen der „*Mediankraft*“ zeigten bei den Nichtexperten im 3D-Modus eine Krafterhöhung um 0,01 N, während die Experten im 3D-Modus um 0,02 N Kraft mehr aufbrachten. Die „*Standardkraft*“ zeigte bei den Nichtexperten keine Unterschiede, während die Experten wiederum 0,02 N mehr Kraft mit der dreidimensionalen Sicht aufwendeten.

	Nichtexperten			Experten			p-Wert
	Median	Min	Max	Median	Min	Max	
Maximalkraft (2D-3D)	0,04	-13,51	14,15	0,16	-11,94	6,10	0,558
Mediankraft $\neq 0$ (2D-3D)	0,01	-1,61	0,86	0,03	-0,42	0,98	0,871
Mediankraft (2D-3D)	-0,01	-1,00	0,35	-0,02	-0,34	0,43	0,634
Standardkraft (2D-3D)	0,00	-1,19	0,65	-0,02	-0,52	0,89	0,564

**Tab. 8:** Kraftunterschied der Knotenaufgabe – Vergleich zwischen Experten und Nichtexperten. p-Wert nach Mann-Whitney-U-Test.

### 3.3.3 Scoring

Diese Analyse beinhaltet 131 Datensätze, da sie mit den 18 Datensätzen von Studenten, die nachträglich aufgrund eines Fehlers der Analyse der objektiven Messungen ausgeschlossen wurden, errechnet wurde. Die Anzahl der Nichtexperten erhöht sich demnach auf 88, die Gesamtanzahl der Probanden auf 131. Der von FLS® vorgeschlagene Score, der gefallene und nichttransferierte Stifte sowie Fehler und Nichtfertigstellung der Knotenaufgabe wie oben beschrieben erfasst (Tab. 9).

Kohorte	Aufgabe	2D Median	2D Min	2D Max	3D Median	3D Min	3D Max
Alle	Knoten	2	0	70	1	0	64
	Stiftetransfer	0	0	8	0	0	3
Experten	Knoten	1	0	60	1	0	13
	Stiftetransfer	0	0	2	0	0	3
Nichtexperten	Knoten	3	0	70	1	0	64
	Stiftetransfer	0.5	0	8	0	0	3

**Tab. 9:** Scoring: 2D-3D Vergleich für Experten und Nichtexperten.

Für die Gesamtkohorte zeigte der Score sowohl für den Stiftetransfer als auch für die Knotenaufgabe eine hochsignifikante Score Verbesserung unter der dreidimensionalen Sicht ( $p$  jeweils  $\leq 0,001$ ). Während die Experten ihren Score im Median durch die unterschiedlichen Sichtoptionen nicht veränderten, wurde bei den Nichtexperten im Median eine Fehlerzahlerniedrigung um 0,5 Punkte bei der Stiftetransferaufgabe und um 2 Punkte bei der Knotenaufgabe registriert. Im Mann-Whitney-U-Test ergibt sich ein signifikanter Unterschied zwischen Experten und Nichtexperten beim Vergleich der Differenzen zwischen 2D-Fehlerwert und 3D-Fehlerwert für die Knotenaufgabe ( $p = 0,032$ ). Die Verbesserung des Fehlerscores der Stiftetransferaufgabe unter 3D-Sicht zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen Experten und Nichtexperten ( $p = 0,055$ ).

### 3.3.4 weitere Subgruppenvergleiche

Zur Evaluation potenzieller Unterschiede zwischen weiteren Subgruppen hinsichtlich der Parameter Zeitgewinn und Pfadlängenreduktion wurden folgende Analysen durchgeführt (Tab. 10):

- Aus der Ärztekohorte: Brillenträger vs. Nichtbrillenträger bzw. Brillenträger vs. Kontaktlinsenträger.

Für beide Vergleichsgruppen errechneten sich für alle drei Variablen nicht-signifikante p-Werte. Zu beachten ist trotzdem die absolute Zeitdifferenz zwischen den Kontaktlinsenträgern, die im Median 127 s einsparten zu den Brillenträgern und Normalsichtigen die lediglich 59 s bzw. 65 s schneller knoteten.

- Videospielderfahrene vs. Nicht-Videospielderfahrene

Es zeigten sich für die drei Variablen keine signifikanten Unterschiede. Mit Ausnahme der Subgruppe „keine Videospielderfahrung“ zeigte sich jedoch eine deutliche Tendenz: je erfahrener in Videospiele desto geringer der Zeitgewinn durch die Stereoskopie (Tab. 11). Die Untergruppe mit sehr viel Videospielderfahrung verlor sogar als einzige Subgruppe Zeit (23 s) und benötigte rechts einen längeren Weg (587,5 mm).

- Frauen vs. Männer

Es errechneten sich trotz absoluter Differenzen keine signifikanten Unterschiede. Frauen gewannen mit der 3D-Sicht im Median 89 s an Zeit, erreichten 2145,8 mm linke Pfadreduktion und 1925,7 mm rechte Pfadreduktion. Die Männer sparten 66 s ein, reduzierten den linken Pfad um 1166,5 mm, den rechten Weg um 1118,6 mm.

Gruppe	Zeitgewinn [s]	p-Wert	Pfadreduktion links [mm]	p-Wert	Pfadreduktion rechts [mm]	p-Wert
Keine VS-Erfahrung	55,2		1028,8		837,2	
VS-Erfahrung	85,6	0,580	1569,4	0,543	1414,0	0,952
Brille	58,6		1472,8		866,2	
Kontaktlinsen	126,9	0,355	2204,4	0,610	2157,1	0,407
Brille	58,6		1472,8		866,2	
Keine Brille	64,8	0,730	1015,1	0,853	1354,2	0,806
Mann	65,6		1166,5		1118,6	
Frau	89,1	0,180	2145,8	0,084	1925,7	0,111

**Tab. 10:** Subgruppenvergleiche nach Brillenträgerstatus, Videospielderfahrung und Geschlecht in Hinblick auf Zeitgewinn und Pfadreduktion. Angabe jeweils als Median. p-Wert nach Mann-Whitney-U-Test.

	Zeitgewinn [s]			Pfadreduktion links [mm]			Pfadreduktion rechts [mm]		
	Med	Min	Max	Med	Min	Max	Med	Min	Max
Keine VS-Erfahrung	55	-181	483	1028,8	-7789,0	9872,9	837,2	-5412,8	9953,3
Wenig VS-Erfahrung	122	-282	372	1967,5	-5497,8	7153,8	1703,9	-4638,2	9384,8
Mäßig VS-Erfahrung	67	-282	306	1457,2	-4607,5	4350,8	1433,8	-4048,4	6327,3
Viel VS-Erfahrung	38	-56	341	718,0	-3084,7	8473,4	1520,3	-1704,5	6394,9
Sehr viel VS-Erfahrung	-23	-117	129	739,0	-1869,6	2739,0	-587,5	-1990,2	1392,8

**Tab. 11:** Aufschlüsselung des Zeitgewinnes und der Pfadlängenreduktion bei Einteilung der Probanden nach Videospiel (VS)-Erfahrung

### 3.4 Hypothese III: Bei anspruchsvollen Aufgaben wie einem intrakorporalen Knoten ist der Vorteil der Experten durch die dreidimensionale Sicht größer als beim unkomplizierten Stiftetransfer

Der *Zeitgewinn* der Expertengruppe im 3D Modus betrug bei der Knotenaufgabe im Median 25,7 %, während die Stiftetransferaufgabe unter Stereoskopie 14,5 % rascher erfüllt wurde.

Die Reduktion der zurückgelegten *Pfadlänge* betrug für das linke Instrument in der Knotenaufgabe 18,9 % zu 9,4 % in der Stiftetransferaufgabe. Das rechte Instrument sparte beim Knoten 16,1 % des Weges ein, während beim Stiftetransfer 11,4 % weniger Weg zurückgelegt wurden.

Das *Bewegungsvolumen* vergrößerte sich für die Knotenaufgabe im 3D-Modus sowohl für das linke, hier um 1,9 % wie für das rechte Instrument, dieses verzeichnete einen Anstieg um 2,5 %. Für die Stiftetransferaufgabe konnte im linken Instrument kein Unterschied hinsichtlich des Bewegungsvolumens zwischen 2D- und 3D-Modus errechnet werden, jedoch vergrößerte das rechte Instrument seine Bewegungswolke um 1,3 %.

Der *Abstand der Instrumentenspitzen* betrug beim Knoten mit der räumlichen Sicht 5,0 % mehr. Bei der Stiftetransferaufgabe zeigte sich hier ein prozentualer Unterschied von 0,1 % (Tab. 12).

	<b>Stiftetransfer (%)</b>	<b>Knoten (%)</b>
Zeitgewinn in 3D	14,5	25,7
Pfadreduktion links in 3D	9,4	18,9
Pfadreduktion rechts in 3D	11,4	16,1
Volumensteigerung links in 3D	0,0	1,9
Volumensteigerung rechts in 3D	1,3	2,5
Instrumentenabstandsteigerung in 3D	0,1	5,0

**Tab. 12:** Expertengewinne im 3D-Modus – Vergleich von Stiftetransfer und Knoten

### 3.5 Subjektive Einschätzungen

Die Erhebung des persönlichen Eindruckes der Probanden wurde mit Hilfe einer Likert-Skala mit fünf Merkmalsausprägungen vorgenommen.

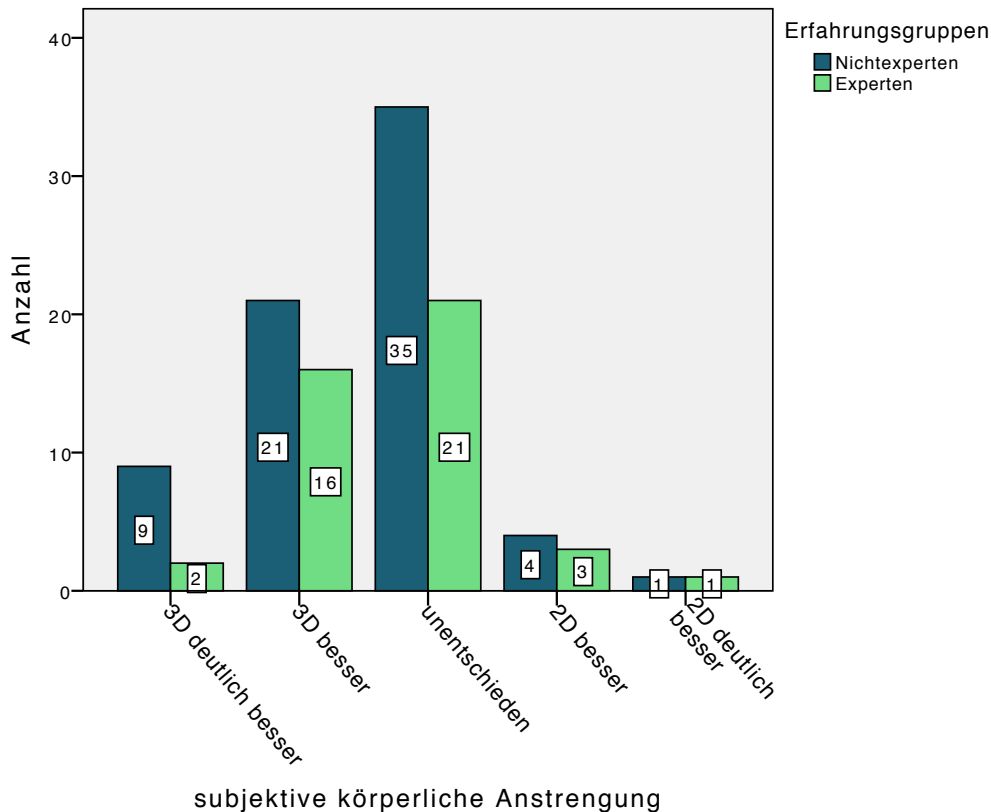
#### 3.5.1 Körperliche Anstrengung und Anstrengung der Augen

Die *körperliche Anstrengung* wurde von elf (9,7 %) Probanden als „deutlich besser“ mit der plastischen Sicht eingeschätzt. „Besser“ empfanden die Anstrengung 37 (32,7 %) Teilnehmer, während von 56 (49,6 %) Probanden kein Unterschied zwischen den beiden Modi erkannt wurde. Eine Minderung der körperlichen Anstrengung unter der 2D-Sicht gaben sieben (6,2 %) Probanden an, zwei (1,8 %) sprachen sich für eine deutlich bessere Situation im Hinblick auf die körperliche Anstrengung unter 2D-Sicht aus.

Von den Experten schätzten zwei (4,7 %) die Körperanstrengung unter 3D-Sicht als „deutlich besser“, 16 (37,2 %) als „besser“ ein. Unentschieden waren 21 (48,8 %) erfahrene Probanden. Vier (9,3 %) Teilnehmer der Expertengruppe fühlten sich mit dem 2D-Monitor wohler: Drei (7,0 %) schätzten die Körperanstrengung unter 2D-Sicht „besser“ ein, ein Teilnehmer (2,3 %) „deutlich besser“.

Im Vergleich dazu meinten neun (12,9 %) Nichtexperten einen deutlichen Vorteil der dreidimensionalen Sicht zur Optimierung der Anstrengung zu verspüren. 21 Nichtexperten (30,0 %) meinten es gäbe einen Vorteil hinsichtlich der körperlichen Anstrengung. Kein Unterschied der beiden Modi wurde von 35 (50,0 %) angegeben, während vier (5,7 %) Nichtexperten den 2D-Modus als besser und ein (1,4 %) Proband die 2D-Sicht als „viel besser“ hinsichtlich der körperlichen Anstrengung einstuft (Abb. 39).

Die *Anstrengung der Augen* wurde von 13 (11,5 %) Probanden als deutlich besser im 3D-Modus eingeschätzt, 29 (25,7 %) sprachen sich für verminderte Augenanstrengung („besser“) unter der räumlichen Sicht aus, 30 (26,5 %) konnten keinen Unterschied feststellen, 33 (29,2 %) meinten die Augenanstrengung sei mit dem 2D-Bild reduziert und 8 (7,1 %) Teilnehmer gaben eine deutliche Besserung der Augenanstrengung mit der zweidimensionalen Sicht an.



**Abb. 39:** Subjektive Angaben zur körperlichen Anstrengung von Experten und Nichtexperten.

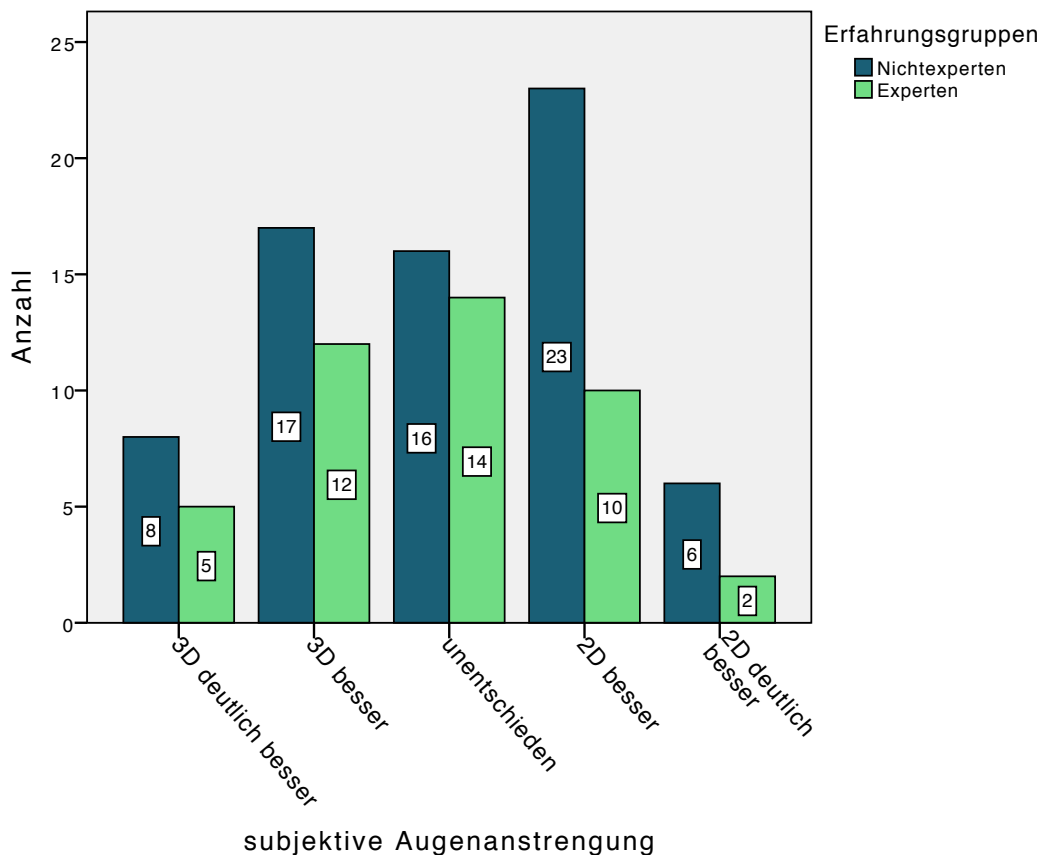
Experten teilten sich wie folgt auf: Fünf (11,6 %) sahen eine deutlichen Besserung unter 3D-Sicht, 12 (27,9 %) räumten eine Besserung ein, 14 (32,6 %) zeigten sich unentschieden, zehn (23,3 %) gaben einen Vorteil für die 2D-Sicht an und zwei (4,7 %) Experten sprachen sich für einen deutlichen Vorteil des 2D-Laparoskopieturnes aus. Von den Nichtexperten gaben acht (11,4 %) ein deutlich besseres Empfinden mit der dreidimensionalen Sicht an, 17 (24,3 %) berichteten über ein besseres Empfinden, 16 (22,9 %) sahen keinen Unterschied. Einen Vorteil für den 2D-Modus bei der Augenanstrengung gaben 23 (32,9 %) an, sechs (8,6 %) Nichtexperten sprachen sich für einen deutlichen Vorteil für die 2D-Sicht aus (Abb. 40).

### 3.5.2 Zeitgewinn

Von allen Probanden gaben 20 (17,7 %) an, die Aufgaben im 3D-Modus „deutlich schneller“ lösen zu können, 54 (47,8 %) fühlten sich immerhin „schneller“. Summiert sprachen sich damit 74 (65,5 %) Teilnehmer für einen wahrgenommenen Zeitgewinn mit der räumlichen Sicht aus. 27 (23,9 %) Probanden detektierten keinen Unterschied, 12 (10,6 %) empfanden ihre Zeit zur Aufgabenerfüllung im 2D-Modus „schneller“. Die Merkmalsausprägung „deutlich schneller im 2D-Modus“ wurde von keinem Probanden gewählt.

Beim Subgruppenvergleich gaben fünf (11,6 %) Experten eine „deutlich schnellere“ Geschwindigkeit mit der 3D-Sicht an, 25 (58,1 %) fühlten sich „schneller“, während neun (20,9 %) keinen Unterschied bemerkten. Der 2D-Modus wurde von vier Experten als (9,3 %) „schneller“ eingestuft.

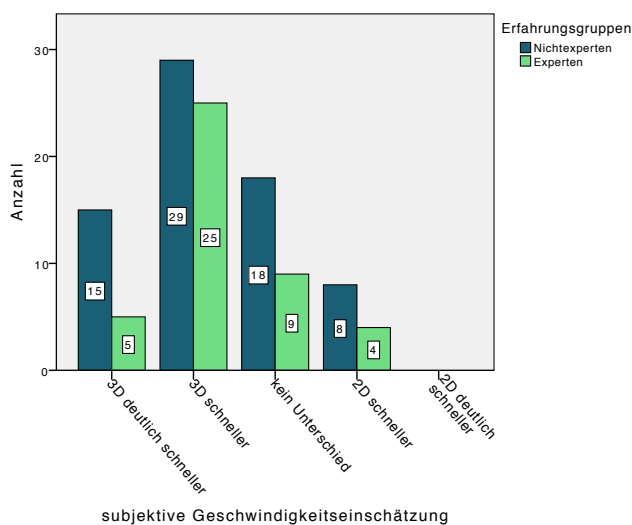
Die Nichtexperten teilten sich wie folgt auf: 15 (21,4 %) schätzten sich im 3D-Modus deutlich schneller ein, 29 (41,4 %) gaben an, sie wären „schneller“ gewesen, 18 (25,7 %) konnten keinen Unterschied der beiden Modi im Hinblick auf die Geschwindigkeit feststellen. Acht (11,4 %) Nichtexperten fühlten sich im 2D Modus „schneller“ (Abb. 41)



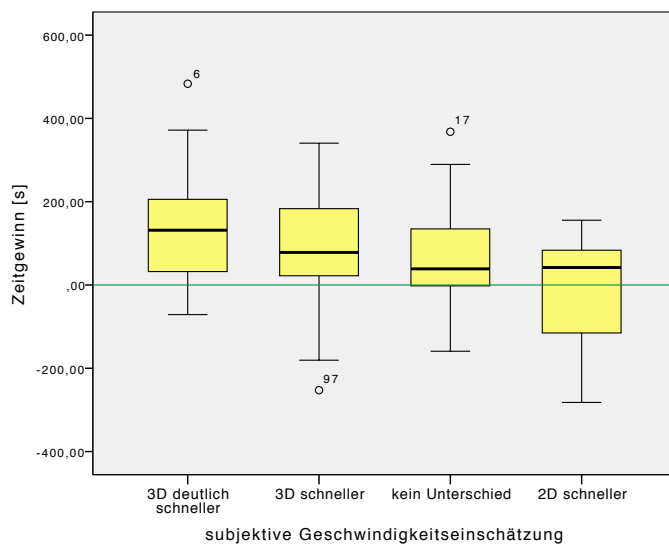
**Abb. 40:** Subjektive Angaben zur Anstrengung der Augen von Experten und Nichtexperten.

Zur Evaluation der subjektiven Angaben der Probanden wurden Subgruppen anhand der Auswahl der Likert-Merkmalausprägungen gebildet und deren gemessene Zeitwerte bei der Knotenaufgabe mit ihrer jeweiligen Einschätzung verglichen (Abb. 42).

Die mediane Zeitersparnis der Probanden, die sich „im 3D-Modus deutlich schneller“ eingeschätzt hatten betrug 131 s, die der Teilnehmer die sich „im 3D-Modus schneller“ gefühlt hatten 78 s. Bei den Probanden, die subjektiv von keinem Unterschied ausgegangen waren, betrug die mediane Zeitersparnis 39 s. Im Median 42 s schneller wurde die Knotenaufgabe unter 3D-Sicht von den Teilnehmern erfüllt, die davon ausgegangen waren, dass sie mit dem 2D-Monitor Zeit gewonnen hätten.



**Abb. 41:** Subjektive Angaben zur Geschwindigkeit von Experten und Nichtexperten.



**Abb. 42:** Gemessene Geschwindigkeit und subjektive Einschätzung der Geschwindigkeit bei der Erfüllung der Knotenaufgabe.

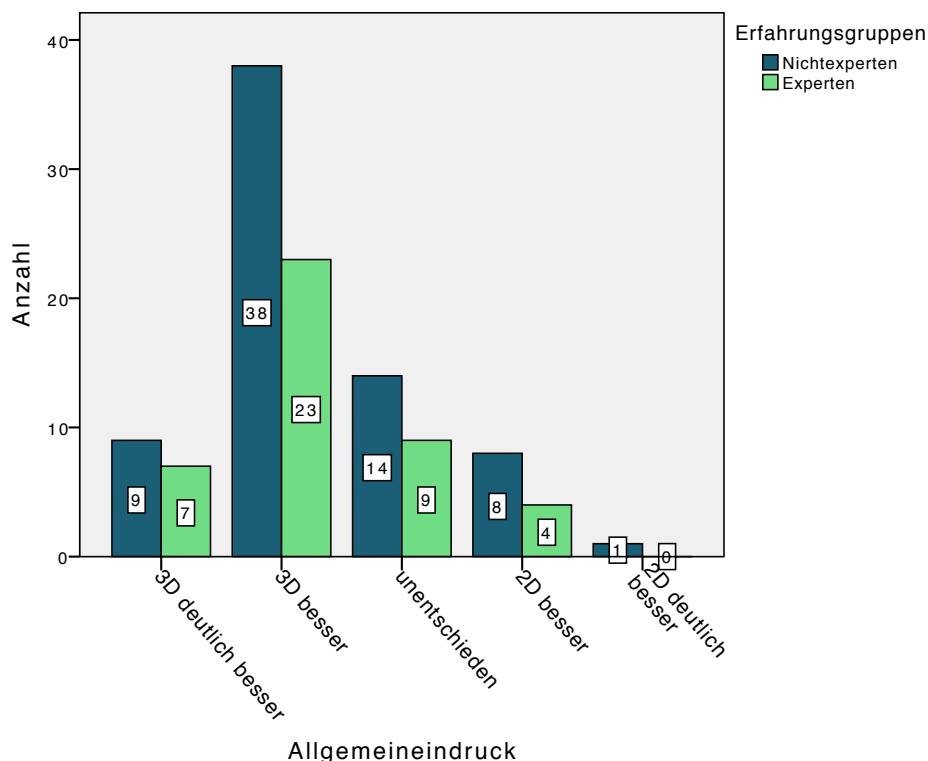


### 3.5.3 Allgemeindruck und Vorteils-Vorhersage

Der generelle Eindruck bezüglich des 3D-Modus wurde von der Gesamtkohorte wie folgt bewertet: 16 (14,2 %) Probanden schätzten den 3D-Modus als „deutlich besser“ im Vergleich zum 2D-Modus ein. 61 (54,0 %) gaben ein „besser“ für den 3D-Modus an, 23 (20,4 %) waren unentschieden. 12 (10,6 %) empfanden den 2D-Modus „besser“ und ein (0,9 %) Teilnehmer gab ein „deutlich besser“ für die 2D-Sicht an.

Sieben (16,3 %) Experten schätzten den stereoskopischen Ansatz als „deutlich besser“ ein, 23 (53,5 %) „besser“, neun (20,9 %) „unentschieden“. Vier (9,3 %) erfahrene Probanden empfanden die 2D-Variante als „besser“. Kein Experte schätzte das Operieren mit dem 2D-Monitor als „deutlich besser“ ein.

Neun (12,9 %) Nichtexperten schätzten das Operieren im 3D-Modus deutlich besser ein, 38 (54,3 %) gaben bessere Bedingungen an, 14 (20,0 %) sahen keinen Unterschied. Acht (11,4 %) Teilnehmer aus der Nichtexpertengruppe präferierten den 2D-Modus und ein Nichtexperte (1,4 %) sprach sich für einen deutlichen Vorteil des 2D-Modus aus (Abb. 43).



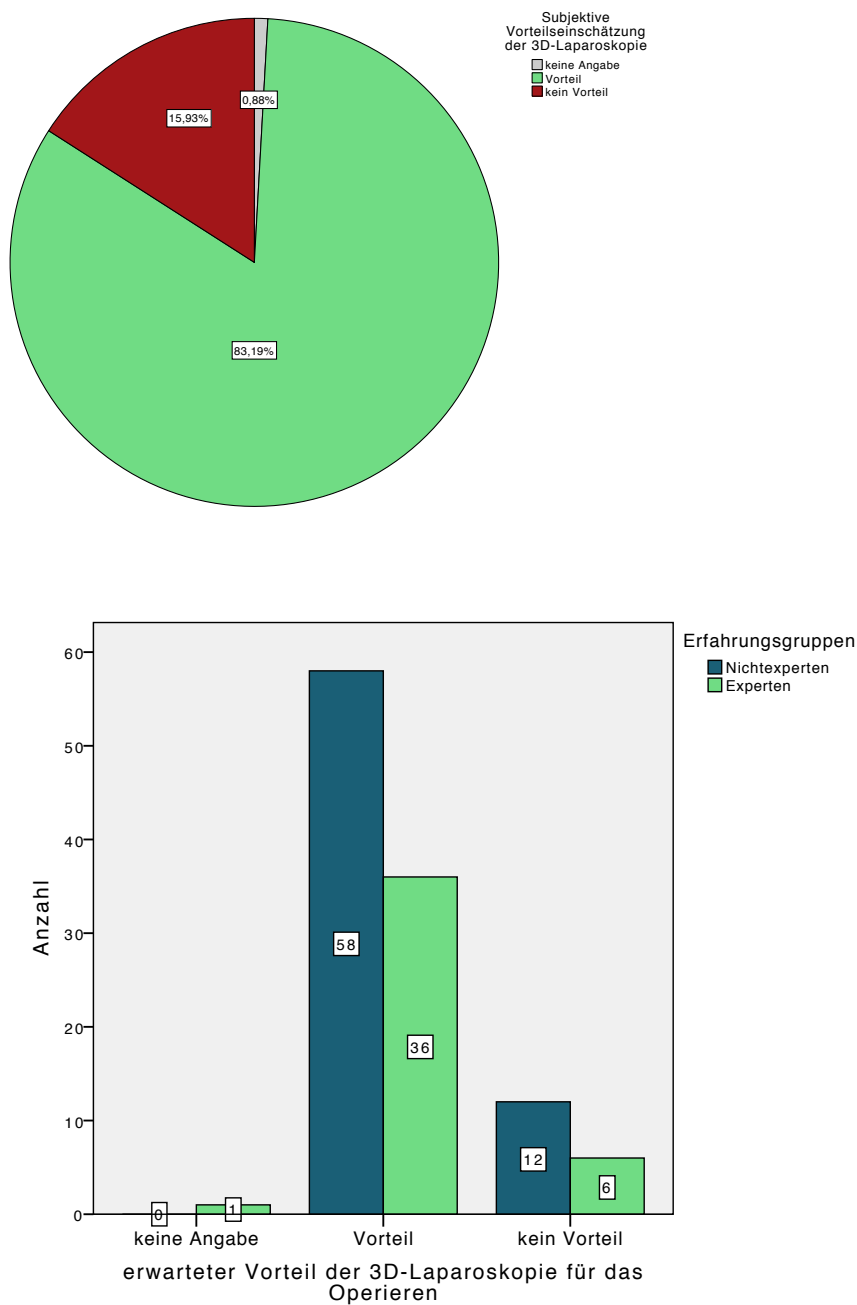
**Abb. 43:** Subjektiver Allgemeindruck von Experten und Nichtexperten.

Zuletzt wurden die Probanden in dichotomer Art nach dem Vorhandensein eines Vorteils für das Operieren mit der dreidimensionalen Sicht befragt. 94 (83,2 %)

Teilnehmer erwarteten einen Vorteil, während 18 Probanden (15,9 %) diesen ausschlossen. Ein Proband der Expertengruppe enthielt sich der Angabe (Abb. 44).

Die Experten teilten sich in 36 (83,7 %) vorteilserwartende Probanden und sechs (14,0 %) Teilnehmer die sich keine Erleichterung durch die räumliche Sicht vorstellen konnten, auf.

58 (82,9 %) Teilnehmer der Nichtexpertengruppe sprachen sich für einen Vorteil der räumlichen Sicht für das minimal invasive Operieren aus. 12 (17,1 %) Nichtexperten sahen keinen Vorteil.



**Abb. 44:** Vorteilseinschätzung aller Probanden und Aufschlüsselung nach Erfahrungsgruppen.

## 4 Diskussion

Es findet sich eine zunehmende Verbreitung der MIC im Klinikalltag. Zur Optimierung der Patientensicherheit und Verbesserung der Arbeitsbedingungen der Chirurgen wurde die 3D-Laparoskopie entwickelt. Die vorliegende Studie wurde durchgeführt um zu untersuchen, ob eine der Haupteinschränkungen der laparoskopischen Chirurgie, die fehlende Tiefenwahrnehmung mit daraus resultierenden Orientierungsproblemen im Situs, durch die aktuelle Generation von 3D-Laparoskopie-Geräten positiv beeinflusst werden kann. Hierbei sollten sowohl objektive als auch subjektive Daten erhoben werden um diese gemeinsam auswerten zu können.

Es wurde für die Gesamtkohorte gezeigt, dass bei einfachen wie komplexen Aufgaben die plastische Sicht zu einer signifikanten Zeitersparnis sowie Pfadlängenreduktion der laparoskopischen Instrumente führt. Bei der Kraftapplikation wurde kein Unterschied zwischen 2D- und 3D-Monitor festgestellt. Nichtexperten unterschieden sich bis auf einen signifikant größeren Zeitgewinn beim intrakorporalen Knoten nicht von den Experten. Experten profitierten beim komplexen Knoten mehr von der 3D-Sicht als beim Stiftetransfer. Subjektiv wurde das 3D-System hinsichtlich einer Reduktion der körperlichen Anstrengung von den Probanden bevorzugt. Die als höher empfundene okulare Anstrengung teilte sich unentschieden auf den 2D- und 3D-Monitor auf. Die Studienteilnehmer schätzten den 3D-Modus mehrheitlich zurecht als schneller ein. Der subjektive Allgemeineindruck der Probanden attestierte dem 3D-System einen Vorteil gegenüber dem 2D-Monitor.

### 4.1 Einordnung der Ergebnisse

#### 4.1.1 Demographische Daten

Die Kohorte der Studienteilnehmer sollte zum Treffen valider Aussagen hinsichtlich der definierten Hypothesen möglichst groß sein. Im Vergleich zu den bisher publizierten Untersuchungen, die jeweils mit geringen Probandenzahlen arbeiteten<sup>28,45,46,53,54</sup>, weist unsere Studie eine statistische Analyse aus 113 Datensätzen vor.

Die Unausgewogenheit der Geschlechter zugunsten der Männer in der Expertengruppe kann auf die Überzahl an männlichen Ober- und Chefärzten in der Chirurgie zurückgeführt werden. Laut der Ärztestatistik der Bundesärztekammer, waren am 31.12.2015 nur 245 der 3753 leitenden deutschen Chirurgen weiblich<sup>55</sup>. Es wurden

möglichst unvoreingenommene Chirurgen inkludiert, weshalb die Probanden nach ihren bisherigen Vorerfahrungen mit 3D-Laparoskopie befragt wurden. 84,0 % wählten die Antwortmöglichkeiten „keine Erfahrung“ oder „testweises Umgehen mit stereoskopischen Geräten“. So konnte von einem neutralen Ausgangspunkt der Chirurgen vor Aufgabenausführung ausgegangen werden. Ärzte, die die alte Generation der 3D-Geräte nutzten, hatten unter anderem über visuelle Anstrengung, Augenbrennen und Kopfschmerzen<sup>37</sup> geklagt. Diese hätten aufgrund ihrer vorherigen negativen Erfahrungen die Ergebnisse zum Nachteil der 3D-Geräte verfälschen können. Exkludiert wurden lediglich die 18 Datensätze, die mit einem nachträglich identifizierten technischen Fehler aufgenommen wurden, sowie die beiden Teilnehmer, die durch den Stereoskopie Test als stereoblind identifiziert wurden. Vier Probanden waren Linkshänder, die auch linksdominant operieren. Sie führten die Aufgaben an ihre Händigkeit angepasst aus.

#### **4.1.2 Die 3D-Sicht führt in der Gesamtkohorte zu signifikanter Zeitreduktion und Pfadlängeneinsparung**

Vergleicht man die Messungen der Gesamtkohorte im 2D-Modus mit den Aufzeichnungen im 3D-Modus, ergeben sich sowohl für die unkomplizierte als auch die anspruchsvolle Aufgabe signifikante Unterschiede.

##### **Zeitersparnis**

Die Zeitersparnis mit dreidimensionaler Sicht im Vergleich zur zweidimensionalen Sicht war bei beiden Aufgaben hochsignifikant. Es fiel auf, dass für die unkomplizierte Aufgabe des Stiftetransfers 13 % durchschnittliche Zeitersparnis detektiert wurde, während der Knoten um 21 % schneller geknüpft wurde. Dieses Ergebnis unterstützt die Theorie, dass die Abbildung einer dreidimensionalen Wirklichkeit auf einem zweidimensionalen Bildschirm durch die fehlende Tiefenempfindung das Arbeiten im Operationsgebiet erschwert<sup>23,24,41</sup>. Dies gilt vor allem wenn es bei den Arbeitsschritten nötig ist, seine Aktionen im dreidimensionalen Raum zu koordinieren. Vergleicht man die Ansprüche der beiden Aufgaben an den Laparoskopieur, ist die Orientierung im dreidimensionalen Raum mehr bei der Knotenaufgabe als beim Stiftetransfer gefragt. Dies könnte die Differenz der Zeitersparnisse erklären. In der Literatur gibt es unterschiedliche Angaben zur Zeitreduktion unter dreidimensionaler Sicht. Es liegen sowohl im Boxtrainer erhobene Daten<sup>43,44</sup> als auch eine prospektive, randomisierte kontrollierte Studie, die die Performanceunterschiede beider Modi bei

Cholecystektomie<sup>37</sup> vergleicht, vor, die jeweils keinen Nachweis eines signifikanten Zeitgewinnes mit 3D-Laparoskopie im Vergleich zum 2D-Monitor dokumentieren. Die Diskrepanz zu den vorliegenden Ergebnissen kann mit den verwendeten Geräten erklärt werden, die der inzwischen veralteten Generation der 3D-Geräte angehören, die nicht in der Lage waren ein real-time Bild auf den Monitor zu projizieren<sup>43,44,56</sup>. Dies führte zu vermehrter Augenanstrengung, Kopfschmerzen und Unwohlsein. Patel et al. zeigten 2007 mit einem aktuellen Gerät (Viking Endo Site, Viking Systems, LaJolla, Calif) keinen Zeitgewinn für Experten. Die Kohortengröße der Expertengruppe von zwei Chirurgen limitiert die Aussagekraft dieser Untersuchung<sup>46</sup>. Eine weitere Studie, die keinen Zeitvorteil für den 3D-Monitor dokumentierte, arbeitete mit dem Prototyp einer einkanalen 3D-Kamera und dokumentierte zusätzlich Schwindelgefühle der Probanden bei der Nutzung des 3D-Modus<sup>54</sup>. Dieser Nebeneffekt wurde bei den aktuelleren Untersuchungen, die die innovativen 3D-Geräte einsetzen, nicht angegeben<sup>57</sup>. So könnte wiederum eine Material-assoziierte Fehlbestimmung vorliegen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie werden von unterschiedlichen Erhebungen bestätigt. So wurde bei einem Dreifachvergleich von einem HD, 2D- und 3D-Monitor die stereoskopische Variante als schnellster aufgabenerfüllender Modus trotz subjektiver Bevorzugung des HD-Monitors beschrieben<sup>58</sup>. Storz et al. beschrieben 2012 in vier der fünf von ihnen gestellten Aufgaben im Boxtrainer die zeitliche Überlegenheit des 3D-Systems<sup>45</sup>. Selbst im herausfordernden, beengten Situs eines Hasen, der einen neonatalen Patienten imitieren sollte, konnte ein zeitlicher Gewinn der 3D-Variante bei der Durchführung einer Nissen Fundoplicatio, eines Diaphragma Verschlusses und einer Dünndarmanastomose gezeigt werden<sup>47</sup>. So könnte eine der wenigen empfohlenen absoluten Kontraindikationen der Laparoskopie, Eingriffe im ersten Lebensjahr und im 3. Trimenon<sup>59</sup>, hinfällig werden. Eine aktuelle Metaanalyse der 2D vs. 3D-Laparoskopie Vergleichsstudien berichtet in 71,0 % der 31 inkludierten Studien von einem Zeitgewinn unter Stereoskopie<sup>60</sup>. In Anbetracht der Zeit als Kostenfaktor im heutigen OP-Management erscheint die mittlere Einsparung von einer Minute pro geknüpftem intrakorporalen Knoten, wie von uns festgestellt, auch auf der Ebene der Effizienzsteigerung des operativen Teams von Bedeutung zu sein. In Deutschland kostete schon im Jahr 2005 eine OP-Stunde 1500 €, mit der Tendenz eines Kostenanstieges um 50,0 % bis 2020<sup>61,62</sup>. Dies entspräche im Jahr 2020 38 € pro OP-Minute.

## **Pfadlängenreduktion**

Die zurückgelegten Pfadlängen der Instrumentenspitzen wurden unter der räumlichen Sicht deutlich reduziert. Dies galt für die Stifttransferaufgabe (rechts 8,9 %; links 12,8 %) und für die Knotenaufgabe (rechts 17,7 %; links 15,9 %). Die Differenz kann mit der höheren Relevanz der Tiefenwahrnehmung bei der komplexen Knotenaufgabe erklärt werden.

Da die Stifttransferaufgabe beide Hände gleichmäßig forderte, kann aufgrund der größeren Wegeinsparung der linken Hand geschlossen werden, dass die nichtdominante Hand mehr von der räumlichen Sicht profitiert und exakter arbeitet. Bei der Knotenaufgabe zeigte sich beim Vergleich der Absolutzahlen, dass das linke Instrument im 3D-Modus deutlich aktiver im Vergleich zu seinem rechten Pendant war, als mit der zweidimensionalen Sicht. Im 2D-Modus legte das rechte Instrument 1114,0 mm mehr Weg zurück als das linke Instrument. Im 3D-Modus belief sich die Differenz zwischen rechtem und linkem Instrument nur auf 800,2 mm. Auch dies impliziert eine Anregung der nichtdominanten Hand durch die 3D-Sicht. Die Auswertung der Stifttransferaufgabe deckte ein exakteres Arbeiten auf, zudem wurde eine Aktivitätssteigerung der nichtdominanten Hand festgestellt. Das exaktere Arbeiten, welches durch den Stifttransfer aufgedeckt wurde, wird durch eine, durch die Aufgabenstellung des Knotens demonstrierte, aktivere nichtdominante Hand ergänzt. Aus der angenommenen Stimulierung der nichtdominanten Seite könnte eine körperliche Entlastung der Chirurgen durch die bessere Aufgabenverteilung zwischen beiden Händen resultieren. Dieser interessante Nebeneffekt, der die Stimulierung der nichtdominanten Hemisphäre durch die dreidimensionale Sicht nahelegt, könnte zur Besserung eines weiteren Nachteils der laparoskopischen Chirurgie beitragen. Kong et al. veröffentlichten 2010 eine Untersuchung an Ärzten, die durchschnittlich drei mal wöchentlich minimal invasiv operieren. 30% der Probanden seiner Kohorte klagten über neuromuskuläre und arthritische Symptome<sup>54</sup>. Eine im Zuge dieser Studie durchgeführte Elektromyogramm-Analyse zeigte eine Tendenz zur vermehrten Nutzung des nichtdominanten Arms zu Ungunsten des dominanten Arms unter der 3D-Sicht und bestätigt damit das hier vorliegende Ergebnis<sup>54</sup>.

Die Pfadlängenreduktion unter Stereoskopie im Sinne einer Effizienzsteigerung ermöglichte eine höhere Präzision bei der Durchführung der Aufgaben. Dieses Resultat der vorgelegten Studie wird von zahlreichen Autoren unterstützt, wenngleich „höhere Präzision“ jeweils unterschiedlich definiert wird<sup>28,45,46,53,54,63-65</sup>. Eine neurochirurgische

Studie verglich das exakte Auftreffen einer Sonde in einer Zielscheibe und konnte für das 3D-HD-System eine signifikant bessere Platzierungstendenz als für das 2D-HD-System nachweisen<sup>64</sup>. Kong et al. zeigten einen signifikanten Vorteil lediglich für die in ihrer Studie inkludierten Nichtexperten im Hinblick auf erniedrigte Fehlerzahlen mit der 3D-Sicht zu den Vergleichswerten mit dem 2D-Monitor. Die Probanden hatten an vier aufeinanderfolgenden Tagen jeweils die gleichen zwei Aufgaben zu erfüllen, während vordefinierte Fehler und die benötigte Zeit dokumentiert wurden<sup>54</sup>. Van Bergen et al. zeigten anhand von fünf standardisierten Aufgaben im Boxtrainer die Überlegenheit der 3D-Laparoskopie durch reduzierte Fehlerzahlen<sup>65</sup>. Weitere Studien verwenden aus vordefinierten Fehlern zusammengesetzte Scores zur Präzisionsbeschreibung<sup>45</sup>. Der vom FLS® Programm übernommene und ausgebaute Score, den diese Untersuchung nutzte, zeigte bei den Experten keinen Unterschied für Stiftetransfer und Knotenaufgabe zwischen dem erreichten Score-Wert im 2D- und 3D-Modus, während die Nichtexperten mit der räumlichen Darstellung ihre Absolutfehlerpunkte bei beiden Aufgaben reduzieren konnten. Für die Gesamtkohorte konnte ein hochsignifikanter Unterschied der Scorewerte zwischen den Modi errechnet werden. Ein signifikanter Unterschied zwischen Experten und Nichtexperten wurde nur für die Knotenaufgabe errechnet. Dies zeigt zunächst, dass das Score-Ergebnis zwar nicht exakt den tatsächlichen Präzisionsgewinn zu quantifizieren vermag, aber gute Hinweise auf die Leistungsänderungen geben kann. Untersuchungen, die mit Scores arbeiten, sind mit Vorsicht zu interpretieren, da sie von der subjektiven Bewertung der Leistung des Probanden durch die Studiendurchführenden abhängig sind. Eine mögliche Leistungssteigerung kann durch einen unpassend definierten Score nicht erfasst werden. Studien, die mit dem FLS® Programm arbeiteten zeigten entweder anhand der Anzahl der Anläufe bis zum Erreichen der von FLS® definierten „proficiency“ (d.h. die Aufgabe wurde ohne Fehler in der Mindestzeit absolviert) einen Vorteil für den 3D-Modus oder nutzen eigene Scores und Fehlerzählmethoden<sup>63,66</sup>.

In einem systematischen Review der Literatur zum behandelten Thema wurde in 63 % der analysierten Studien eine signifikante Fehlerreduktion unter dreidimensionaler Sicht identifiziert<sup>60</sup>.

### **Bewegungsvolumen und Instrumentenspitzenabstand**

Das Bewegungsvolumen zeigte für beide Aufgaben und Instrumente eine Vergrößerung der Bewegungswolke unter 3D-Sicht. Der Unterschied zwischen 2D- und 3D-Modus war für das linke Instrument bei Stiftetransfer wie Knotenaufgabe nicht signifikant, es

zeigte sich jedoch jeweils eine Tendenz zum größeren Volumen. Für die Volumenvergrößerungen des rechten (dominanten) Instrumentes sowohl für Stiftetransfer als auch für die Knotenaufgabe wurden signifikante Steigerungen unter Stereoskopie errechnet. Da aufgrund der insgesamt unter 3D-Sicht reduzierten linken und rechten Pfadlängen von einer effizienteren, exakteren Bewegung ausgegangen wurde, schien dieses Ergebnis, das größere Ausschläge impliziert, widersprüchlich. Ein Erklärungsversuch ist das, durch die dreidimensionale Sicht erhöhte, subjektive Sicherheitsgefühl des Probanden. Durch die besseren Sichtverhältnisse können die räumlichen Grenzen des möglichen Handlungsfeldes besser eingeschätzt werden. Die Nutzung des größtmöglichen Ausmaßes des Operationsfeldes führt zu einem gesteigertem Bewegungsvolumen. Zusätzlich zu dem durch die Pfadlängenreduktion festgestellten exakteren Arbeiten könnte sich die größere Bewegungsfreiheit und das Sicherheitsgefühl positiv auf die oben beschriebenen Mechanismen von weniger Verspannungen durch die repetitive Muskelarbeit, die auf einen minimale Raum beschränkt ist, auswirken. Durch die 3D-Sicht kann das OP-Gebiet sicherer und besser eingeschätzt werden, was additiv zu einer Stressreduktion des Chirurgen führen kann. Eine Kombination der oben diskutierten Ergebnisse aus Steigerung der Aktivität der nichtdominanten Hand sowie größerer Sicherheit im OP-Gebiet, die zur besseren räumlichen Nutzung führt, könnte auch das festgestellte Phänomen des medianen Instrumentenspitzenabstandes erklären. Dieser wurde sowohl für den Stiftetransfer als auch für die Knotenaufgabe im 3D-Modus erhöht registriert.

### **Kraftaufwand**

Der Vergleich der aufgewendeten Kraft wurde nur für die Knotenaufgabe aufgrund der hier angewandten Druck- und Scherkräfte analysiert. Das Ziehen am Faden und die konsekutiven Scherkräfte auf die Unterfläche sind gedanklich leicht auf die in vivo Situation zu übertragen. Zwar fielen für fast alle gemessenen Parameter im 3D-Modus absolut niedrigere Kraftwerte auf, es lag jedoch kein signifikanter Vorteil für die dreidimensionale Sicht im Hinblick auf eine Kraftreduktion vor. Die Tendenz spricht dafür, dass im 3D-Modus weniger Kraft auf das Gewebe ausgeübt wird. Wir waren von einer deutlicheren Kraftreduktion unter der 3D-Sicht ausgegangen. Als Erklärungsansatz warum dies nicht der Realität entsprach könnte wiederum die oben beschriebene Sicherheitstheorie dienen. Dies würde für die Kraftapplikation bedeuten, dass der sicherere Chirurg auch weniger zaghaft zieht.



#### **4.1.3 Nichtexperten profitieren lediglich bei der komplexen Aufgabe in Hinblick auf den Zeitgewinn signifikant mehr von der plastischen Sicht als Experten**

Bei der Knotenaufgabe konnte ein signifikanter Unterschied der Zeitersparnis unter 3D-Sicht von Nichtexperten zu Experten gemessen werden. Die Nichtexperten verdoppelten die Zeitersparnis der Experten. Je weniger Erfahrung – gemessen an eigenständig durchgeführten Laparoskopien – ein Proband vorweisen konnte, desto mehr Zeit wurde durch die dreidimensionale Sicht gewonnen. Für alle weiteren Parameter der Knotenaufgabe konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Nichtexperten und Experten gefunden werden.

Dieses Ergebnis der Knotenaufgabe bestätigt zunächst die Erwartung, dass Nichtexperten mehr von der stereoskopischen Laparoskopie profitieren als Experten. Als Basis für diese Annahme ist die 1974 von Foley postulierte Hypothese eines optischen Rearrangements als Folge von Adaptationsprozessen im Gehirn durch die ihm präsentierten Wahrnehmungen zu nennen: Es wurde von einem Wandel der propriozeptiven und visuellen Wahrnehmung ausgegangen, der durch die Rekalibrierung höherer Gehirnzentren, die die Wahrnehmung interpretieren, zustande kommt.

*„Adaptation of surgeons to two-dimensional display systems may involve recalibration of higher brain centres so that they are able to operate satisfactorily on the imaging modality to which they have adapted.“<sup>26</sup>*

Durch die korrekte Interpretation der sekundären Tiefenhinweise konstruiert sich über Adaptationsprozesse das Chirurgengehirn also sein eigenes dreidimensionales Bild. Durch die Zeit, die diese Rekalibrierung der höheren Hirnzentren benötigt könnte die steile Lernkurve der Laparoskopie erklärt werden. Ausgehend von dieser Idee, müssten die Laparoskopie-Nichtexperten, deren Gehirn noch nicht mit der Interpretation eines zweidimensionalen Bildes konfrontiert war, einen größeren Nutzen von dem dargestellten 3D-Bild haben, können die Experten doch während des 2D-Modus auf ihr selbstkonstruiertes Bild zurückgreifen. Deshalb stellten wir die Hypothese auf, dass Nichtexperten signifikant mehr von der 3D-Darstellung profitieren als Experten. Hinweise hierauf finden sich auch in der Literatur<sup>46,53</sup>.

Die Hypothese ließ sich in unserer Untersuchung jedoch für keinen Parameter der Stiftetransferaufgabe bestätigen. Die Nichtexperten sparten absolut mehr Zeit und dominanthändig mehr Weg als die Experten ein. Sie vergrößerten zusätzlich das

Bewegungsvolumen im Vergleich zu den erfahrenen Probanden. Es konnte für keinen dieser Parameter ein signifikanter Unterschied zwischen den Erfahrungsgruppen gezeigt werden. Dies erklärt sich unter Umständen durch die prozedural sehr einfache Aufgabe, bei der es zumindest ab der zweiten Hälfte mehr um die Übung mit der Trainingsumgebung als um die Hilfe durch die dreidimensionale Sicht geht. Bedingt war dies durch die fixierte Stifttransfer-Oberfläche und wenig Abwechslung der Bewegung im dreidimensionalen Raum.

Die vorliegenden Ergebnisse stimmten hinsichtlich des nicht signifikanten Unterschiedes zwischen Nichtexperten und Experten mit der aktuellen Literatur überein<sup>28,45,63</sup>. Hier wurden beispielsweise für fünf standardisierte Aufgaben jeweils eine Präzisionsgleichheit sowie nur marginale Zeitdifferenzen zwischen den Erfahrungsgruppen dargelegt<sup>45</sup>. Im Gegensatz dazu stehen drei Erhebungen, die beim Vergleich der beiden Modalitäten nur für die Nichtexperten-Gruppe einen Vorteil für den 3D-Monitor festhalten<sup>46,53,54</sup>. Womöglich erklärt sich diese Diskrepanz mit der sehr geringen Teilnehmerzahl der Expertengruppe und der unterschiedlichen Expertendefinition die im Zuge der Erhebungen genutzt wurden (Experten n = 2, keine Definition eines Experten<sup>46</sup> bzw. n = 11, Definition nach post-graduate years mit im Median je 13 komplexen eigenständig durchgeführten Laparoskopien<sup>53</sup> bzw. Experten n = 6, Expertendefinition „experienced fellow surgeons“<sup>54</sup>).

Folglich muss von der Hypothese, dass Nichtexperten signifikant mehr als Experten von der Stereoskopie im Laparoskopie-Training profitieren, bis auf den Zeitgewinn bei komplexen Aufgaben, Abstand genommen werden. Dies bedeutet im Umkehrschluss jedoch nicht, dass den Nichtexperten durch die dreidimensionale Sicht nicht bei der Akquisition laparoskopischer Expertise geholfen wird, was durch die Ergebnisse von Hypothese I bereits belegt wurde.

#### **4.1.4 Bei komplexen Aufgaben erreichen die Experten mit den 3D-Geräten einen größeren Vorteil zum konventionellen Modus als bei simplen Prozeduren**

Der alleinige Vorteil der 3D-Laparoskopie wurde von diversen Autoren auf Seiten der Laparoskopie-Nichtexperten gesehen, während die Experten keinen Leistungsgewinn durch die dreidimensionale Sicht erlangten<sup>46,53</sup>. Wir erwarteten auch für erfahrene Chirurgen einen Vorteil durch die plastische Sicht. Foleys Erklärung vom im Expertengehirn durch Adaptation kreierte 3D-Bild, beinhaltet durch die Lernphase, bei

der sekundäre Tiefenhinweise interpretiert werden müssen, eine vulnerable Phase. Die Fehlinterpretation der nicht verlässlichen Tiefenmerkmale (lineare Perspektive, Licht- und Schattenverteilung, Sättigungsdifferenzen von Farben und bekannten Objektmaßen) können zu operativen Fehlern führen. Diese sind vor allem in komplexen Szenarien zu erwarten. Dementsprechend täuscht in diesen Fällen das konstruierte Bild des Chirurgen ebendieses. In dieser Situation könnte ein Experte von einem 3D-Monitor profitieren. Bei den sich signifikant ändernden Parametern Zeitgewinn sowie Pfadlängenreduktion links und rechts unter 3D-Sicht zeigte sich in der Expertenkohorte eine deutliche Tendenz zur Vergrößerung des Vorteils der 3D-Laparoskopie bei der komplexen Aufgabe (Intrakorporaler Knoten). So konnten die Experten die Zeiteinsparung des Stiftetransfers beim Knoten fast verdoppeln (14 % zu 26 %). Auch die mediane totale Pfadreduktion links wurde beim Knoten im Vergleich zum Stiftetransfer mehr als verdoppelt (9 % auf 19 %), rechts immerhin von 11 % auf 15 % gesteigert. Die Parameter bestätigten die angenommene Hypothese, dass Experten in komplexen Situationen vom 3D-Bild profitieren. Zudem zeigte sich hier wiederum die deutliche Effizienzsteigerung der linken Extremität. Zur besseren Einschätzung des Phänomens des Expertenvorteils in komplizierten Szenarien wurden die ersten publizierten Studien, die den Einsatz der 3D-Laparoskopie im OP untersuchen, analysiert<sup>67-70</sup>. Sie sind als Evaluation einer Expertenkohorte in hochkomplexen Situationen zu betrachten. Bisher publizierte Untersuchungen zur 3D-Laparoskopie *in vivo* unterstreichen mit ihren Ergebnissen den Nutzen von Experten von der Verwendung der stereoskopischen Laparoskopie im komplexen Umfeld von der Leberresektion<sup>67</sup> bis zur bariatrischen Chirurgie<sup>69</sup>. Sahu et al. konnten für verschiedene operative Standardprozeduren wie Leistenhernien Reparatur und Cholecystektomie deutliche Zeiteinsparungen mit der 3D-Laparoskopie verzeichnen<sup>68</sup>. Dies gilt sowohl für vergleichsweise kurze Eingriffe wie eine Gallenblasenexstirpation (40 min mit 3D-Monitor vs. 54 min mit 2D-Monitor) wie auch für eine distale Gastrektomie mit Kontinuitätswiederherstellung (150 min mit 3D-Monitor vs. 190 min mit 2D-Monitor)<sup>68</sup>. Auch für diffizile Herausforderungen wie die gewebeschonende laparoskopische radikale Prostatektomie sind bessere Ergebnisse in Hinblick auf die postoperative Kontinenz und den intraoperativen Blutverlust mit 3D-Sicht dokumentiert<sup>70</sup>. In einem subjektivem Fragebogen zu einer weiteren Studie, die Laparoskopien und Thorakoskopien in Kindern und Erwachsenen untersuchte, gaben die Probanden an, dass das Verständnis der Anatomie durch die bessere Visualisierung erleichtert sei und

ein Vorteil bei komplexen Manövern wie Knoten bestehe<sup>57</sup>. Storz et al. konnten in ihrer Studie, bei der fünf Aufgaben unterschiedlichen Schwierigkeitsgrades absolviert werden mussten, eine deutliche Zunahme der Präzision und des Zeitgewinnes unter 3D-Sicht bei immer komplizierteren Aufgaben in ihrer Expertengruppe (n = 10, Expertendefinition: mehr als 100 eigenständig durchgeführte Cholecystektomien) dokumentieren<sup>45</sup>. So ist in Zusammenschau der Ergebnisse die Hypothese des Expertenvorteils von der 3D-Sicht bei schwierigen Aufgaben zu bestätigen.

#### 4.1.5 Subjektive Angaben

##### **Vergleich mit objektiven Messwerten**

Angeregt durch eine Vorstudie, die unsere Arbeitsgruppe 2012 bei einem chirurgischen Trainingskurs mit einem rein subjektiven Fragebogen durchführte, wurden die Zusammenhänge zwischen objektiven Messergebnissen und subjektiven Einschätzungen der jeweiligen Probanden näher beleuchtet. Es waren zuvor Widersprüche zwischen objektiven Daten und subjektiven Einschätzungen gefunden worden, die an der Möglichkeit der korrekten Schlussfolgerung aus der Interpretation der subjektiven Angaben zweifeln ließen<sup>58</sup>. Um zukünftige subjektive Einschätzungen korrekt analysieren zu können, wurden folglich die Übereinstimmungen von Messwerten und Probandenevaluation überprüft.

Es konnte dargestellt werden, dass die Einschätzung der Zeitersparnis einen deutlichen Zusammenhang mit der tatsächlichen Reduktion der zur Erfüllung der Aufgabe benötigten Zeit aufwies. Dies galt für jede einzelne Likert-Skala-Gruppe (deutlicher 3D-Zeitvorteil-Gruppe bis 2D-Zeitvorteil-Gruppe). Der Median der Zeitreduktion der Gruppen sank dementsprechend mit abnehmender positiver Einschätzung der Teilnehmer (Abb. 42). Lediglich die Gruppen, die keinen Unterschied sahen oder die den 2D-Modus als schneller einschätzten, täuschten sich, da die dreidimensionale Sicht, selbst bei diesen Gruppen einen medianen Zeitvorteil bedingte. Daraus wurde für die zukünftige Interpretation von subjektiven Angaben geschlussfolgert, dass die persönliche Einschätzung in Verbindung mit der objektiven Leistung steht. Die Differenz zur Studie von Feng et al. kann mit der Inkongruenz zwischen deren im Fragebogen abgefragten Einschätzungen (nach Tiefenempfinden, Gewebewahrnehmung und Natürlichkeit des Benutzens) und den Messgrößen (Zeit zur Aufgabenerfüllung, Geschwindigkeit und Bewegungsökonomie) erklärt werden. Zudem waren in dieser Untersuchung 16 der 27 Teilnehmer ohne jegliche medizinische Erfahrung oder

Medizinstudenten ohne laparoskopische Erfahrung, eine Gruppe, die mit der verwendeten Terminologie Verständnisprobleme haben könnte.

### **Einschätzung der Augenanstrengung**

Die subjektive Einschätzung der Augenanstrengung attestierte dem 3D-System keinen Nachteil gegenüber dem 2D-Monitor. Die Bewertung der Probanden fiel jedoch deutlich negativer als bei den weiteren Einschätzungen wie körperliche Anstrengung und Allgemeineindruck (42 Probanden sehen Vorteil hinsichtlich der Augenanstrengung mit 3D, 41 Probanden sehen Vorteil mit 2D, 30 Probanden unentschieden) aus. Keiner der Probanden klagte im Laufe der Aufgabenausführung über Schwindel, Kopfschmerzen oder Unwohlsein. Erhöhte Augenanstrengung war als einer der Hauptfaktoren des Scheiterns der ersten 3D-Generationen im Operationssaal identifiziert worden. Die Veröffentlichungen, bei denen 3D-Sicht keinen Vorteil zeigen konnte, berichteten von erhöhter Augenanstrengung, früher Ermüdung und Kopfschmerzen<sup>37,43</sup>. In einer Übersichtsarbeit, die räumliche Darstellungsoptionen untersuchte, wurde für die Problematik das Fehlen von egozentrischen Tiefenmerkmalen wie der Längsdisparation und der Konvergenz bei 3D-Geräten verantwortlich gemacht. Die Konvergenzdifferenz zwischen der 3D-Kamera, in der die bildaufnehmenden Kameras in einem fixen Winkel konvergieren und dem Bulbikonvergenzwinkel, der sich durch die Fokussierung des Bildschirms ergibt, ist folglich Ursache vermehrter Verarbeitungsanstrengung des optischen Systems<sup>42</sup>. Diese Erklärung könnte auch für die festgestellten Augenanstrengungswerte von Bedeutung sein. Im Gegensatz zu den früheren 3D-Systemen wurden jedoch wichtige weitere Einschränkungen der räumlichen Darstellung wie verzögerte Bildwiedergabe, das verminderte Photonenauffreffen auf die Retina bei der Verwendung von Shutter-Brillen und das Verlieren des 3D-Bildes bei Kopfneigung durch die linearen Polarisationsbrillen durch die neue Technik überwunden.

## **4.2 Optische Schwierigkeiten mit dem 3D-Bild**

### **3D-Bilderkennung**

Als Nebenergebnis fiel auf, dass die weiblichen Probanden subjektiv länger benötigten, um ein dreidimensionales Bild auf dem Monitor zu erkennen. Elf weibliche Probandinnen teilten der Studienleitung mit, dass sie nicht in der Lage seien ein 3D-Bild zu erkennen. Folglich mussten sie zur Erkennung des 3D-Effektes angeleitet werden. Im Vergleich dazu äußerten sich nur zwei männliche Teilnehmer ähnlich. In Folge des

Auftretens dieses Phänomens wurde bei Probanden, die Probleme beim Erkennen des 3D-Bildes hatten, die Zeit gestoppt bis sie dieses erfassen konnten. Es ist festzuhalten, dass das Maximum der optischen Eingewöhnungsphase bei vier Probandinnen über 60 Sekunden lag, ein Wert der bei den männlichen Studienobjekten nie dokumentiert wurde. In der Literatur ist dieser Befund bisher nicht diskutiert. Eine Verfälschung aufgrund der niedrigen weiblichen Teilnehmerzahl ist nicht ausgeschlossen. Nichtsdestotrotz scheint eine objektive Untersuchung dieses Phänomens von Interesse.

### **Ghosting**

Zwei Teilnehmer verloren im Laufe der ersten Aufgabe das räumliche Bild, die Tiefenwirkung wurde nicht mehr wahrgenommen und es kam zum Doppeltsehen, dem sogenannten Ghosting (entspricht dem Crosstalk, welcher mathematisch definiert ist und objektiv bemessen werden kann)<sup>71</sup>. Beide Probanden erlangten die Sicht jedoch nach kurzer Pause wieder. Ghosting ist ein gut beschriebener Störfaktor von stereoskopischen Bildern. Es kommt zum Doppeltsehen durch unterschiedliche Mechanismen, je nach genutztem 3D-Bildwiedergabeverfahren<sup>71</sup>. Vereinfachend ist sich eine Art Leck zwischen linken und rechten Bildkanal vorzustellen, mit dem Ergebnis, dass nicht jedem Auge lediglich sein Bild präsentiert wird, sondern zusätzlich Anteile der für das andere Auge bestimmten Darstellung<sup>71</sup>. Für die hier verwendeten passiv zirkulär polarisierenden Brillen und den LCD-Monitor ist zusätzlich eine Schwachstelle durch den LCD-Memory-Effekt (Image Persistence) anzunehmen. Hierbei bleiben Stellen, die über längere Zeit helle Pixel angezeigt haben lichtdurchlässiger als die, die zwischen hellen und dunklen Bildpunkten wechseln, da sich die trägen Kristalle nicht mehr vollständig zurückdrehen<sup>72</sup>. Da diese häufig an den Kontrastkanten liegen, kann ein Ghosting-ähnlicher Effekt auftreten. In Anbetracht der geringen Anzahl der Teilnehmer, die über Ghosting klagten, kann im Vergleich zu einer Untersuchung von 2011, in der Nutzer von 3D-Heimkinos und 3D-Kinobesucher zu negativen Effekten befragt wurden und in beiden Kohorten circa 30% von Ghosting berichteten<sup>73</sup> gefolgert werden, dass die Weiterentwicklungsmaßnahmen der Industrie Ghosting zu begrenzen<sup>74</sup> erfolgreich waren. Damit konnte ein weiterer Faktor, der zur erhöhten optischen Anstrengung führte, positiv beeinflusst werden.

### **4.3 Limitationen**

#### **Bildschirmgrößenunterschied**

Als instrumentellen Nachteil für den 2D-Modus spricht der größere LCD-Bildschirm, der im 3D-Durchlauf genutzt wurde (32 Zoll; 16:9 für das dreidimensionale Bild vs. 26 Zoll; 16:9 für das zweidimensionale Bild). Aufgrund der Full-HD Eigenschaft des 2D-LED-Monitors wurde trotz der geringeren Bildschirmdiagonale wegen des Vorteils in der Bilddarstellung in Full-HD der 2D-LED-Monitor genutzt. Der LCD-Monitor wäre im 2D-Modus nicht in der Lage gewesen ein Full-HD-Bild zu generieren, was einen stärkeren Nachteil für den 2D-Arm der Studie dargestellt hätte.

#### **Lerneffekt**

Der durch das Studiendesign vorgegebene Ablauf bedingte einen Trainingsvorteil zugunsten des zweiten durchgeführten Modus, da beide Aufgaben zuvor schon im gegensätzlichen Modus durchlaufen wurden. So gewöhnte sich der Proband nicht nur an den Aufgabenablauf, sondern konnte auch geschickter mit den Instrumenten umgehen und fühlte sich in seiner Umgebung wohler als bei der Absolvierung des ersten Durchlaufes. Durch das Crossover-Design der Studie, bei dem die Teilnehmer zufällig in eine der beiden Ablaufgruppen (2D-Start oder 3D-Start) randomisiert wurden, konnte von einer gleichmäßigen Verteilung der Probanden auf die Studienäste ausgegangen werden. Es wurde angenommen, dass vor allem die Nichtexpertengruppe einem deutlichen Lerneffekt unterliegt. Für diese Teilnehmer waren wahrscheinlich nicht nur die Sichtveränderung (2D vs. 3D), sondern auch das vorherige Benutzen der Instrumente sowie die Gewöhnung an die Entkoppelung von manueller Tätigkeit und direkter visueller Kontrolle wichtige Einflussfaktoren auf das Aufgaben-Outcome. Deshalb wurden die Studienteilnehmer erst nach Ihrer Zuordnung zur Experten- bzw. Nichtexpertengruppe randomisiert. So konnte eine gleichmäßige Verteilung der Erfahrungsgruppen auf die Studienäste sichergestellt werden. Nichtsdestotrotz zeigte sich mit 51 % Experten und 53 % Nichtexperten, die im 2D-Modus starteten ein leichter Vorteil für den 3D-Modus. Zur Kontrolle ob der 3D-Effekt den Probanden objektiv mehr half als der Lerneffekt, wurde unter anderem die Knotenzeiten wie oben dargestellt nach Erfahrungs- und Ablaufgruppen verglichen. Es zeigte sich für die mit Stereoskopie startenden Probanden zwar eine deutlich geringere Zeitersparnis im 3D-Modus, als für die Probanden, die im 2D-Modus begannen, doch waren für beide Erfahrungsgruppen Zeitreduktionen mit der räumlichen Sicht nachzuweisen. Erwartungsgemäß war der 3D-

Zeitgewinn für die Nichtexperten, die im 3D-Modus begannen am geringsten (4 s), gefolgt von den Experten, die im 3D-Modus starteten (32 s). Zu beachten ist, dass sogar bei den Nichtexperten der Vorteil durch die räumliche Sicht stärker zu sein scheint als der Lerneffekt, gelangten sie immerhin zu einem kleinen Zeitvorsprung im 2D-3D-Vergleich. Die Zeitreduktion durch die plastische Sicht der Experten die im 2D-Modus begannen (66 s) war deutlich niedriger als die der Nichtexperten (179 s), ein Indiz, dass sich Lerneffekt und 3D-Effekt ergänzen.

Die deutliche Differenz zwischen dem medianen Zeitgewinn der Experten bei 2D-Start (66 s) und 3D-Start (32 s) lässt sich mit dem Lerneffekt erklären, den auch die Experten durchliefen, als ihnen zwei unbekannte Aufgaben in einer unbekanntem Arbeitsumgebung gestellt wurden. Der mediane Zeitgewinn der Experten, die im 3D-Modus starteten ist folglich der Wert, an dem man sich am ehesten orientieren kann um den tatsächlichen Vorteil durch die plastische Sicht zu quantifizieren.

#### **4.4 Ausblick**

Die Geschwindigkeit der technologischen Entwicklung der MIC in den letzten Jahren deutet darauf hin, dass die momentan modernen Geräte schon bald durch verbesserte Technik abgelöst werden könnten. So kann diese Studie nur eine von vielen zukünftigen Erhebungen sein, die die nächsten Generationen der 3D-Geräte einschätzen. Die vorgelegte Studie ist die erste, die eine Probandenzahl vorlegt, die groß genug ist, um über die Untergruppen der Experten und Nichtexperten sowie die Allgemeinheit der Probanden mit ausreichender Sicherheit eine Aussage bezüglich des operativen Vorteils mit der räumlichen Sicht zu treffen. Das Hauptergebnis der vorliegenden Arbeit ist, dass Experten wie Nichtexperten von der dreidimensionalen Sicht bei der Erfüllung von laparoskopischen Aufgaben im Boxtrainer hinsichtlich der Arbeitsgeschwindigkeit sowie der Präzision profitierten. Durch die Aufdeckung neuer oder bisher nur angedeuteter Ergebnisse, wie dem Aktivieren der nichtdominanten Hand, der Vergrößerung des Bewegungsvolumens und der guten Deckung von objektiven und subjektiven Ergebnissen hat die Studie ihren Nutzen demonstriert. Die Studie bestätigt den aktuellen Stand der Forschung und unterstützt die Empfehlung für den breiten Einsatz der stereoskopischen MIC-Geräte. Klinische Versuche mit der neuen Technik sollten prospektiv randomisiert und kontrolliert durchgeführt werden, um die Empfehlung zur 3D-Laparoskopie mit weiteren Fakten zu untermauern. Auch die



Kosten-Nutzen-Abwägungen der Krankenhäuser, die bis jetzt sicherlich zu der zögerlichen Annahme der neuen Technik beigetragen hat, sollte mit den dargelegten deutlichen zeitlichen Vorteilen für alle Probanden einen neuen Anstoß zur Reevaluation erhalten. Die Effizienzsteigerung der Nichtexperten beim Operieren mit der Stereoskopie lässt nicht nur auf den ökonomischen Vorteil eines schneller operationsfähigen Assistenten schließen sondern kann sich auch positiv auf die Patientensicherheit auswirken.

Die 3D-Technikerneuerung wurde als wichtiger Fortschritt in der Weiterentwicklung der MIC identifiziert. Die Optimierung der Laparoskopie kann nach dem Demonstrieren des Vorteils der 3D- über die 2D-Laparoskopie nun durch neue Ansätzen verfolgt werden. An autostereoskopischen Displays, eine technische Neuerung die das Tragen von Brillen zur Erfassung eines dreidimensionalen Bildes überflüssig machen, wird derzeit intensiv geforscht <sup>31,33,75</sup>.

## 5 Literaturverzeichnis

1. Nezhat's History of Endoscopy. Let there be Light: A historical Analysis of Laparoscopy's Ascension since Antiquity. Chapters 2, 3, 5, 8, 11, 23. Society of Laparoendoscopic Surgeons. 2005. (Accessed June 15th, 2015, at [http://laparoscopy.blogs.com/endoscopyhistory/.](http://laparoscopy.blogs.com/endoscopyhistory/))
2. Harmon, C. Equipments and Instruments In: Bax K, Rothenberg S, Valla JS, Yeung CK. Endoscopic Surgery in Infants and Children. 1st ed. Berlin, Germany. Springer Science & Business Media; 2008. 7-12
3. Desormeaux A. Endoscope and its application to the diagnosis and treatment of affections of the genitourinary passages. Chicago Med J 1867;24:177-94.
4. Nezhat F. Triumphs and controversies in laparoscopy: the past, the present, and the future. JSLS : Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons / Society of Laparoendoscopic Surgeons 2003;7:1-5.
5. Kelley WE, Jr. The evolution of laparoscopy and the revolution in surgery in the decade of the 1990s. JSLS : Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons / Society of Laparoendoscopic Surgeons 2008;12:351-7.
6. Flowers J.L. BCW, Neal D.D., Warneke J.A. Laparoscopic Surgery In: Jarrell Be, Carabasi RA (eds) NMS Surgery. 5th ed: Baltimore, USA: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2008. 578-596.
7. Bhattacharya K. Kurt Semm: A laparoscopic crusader. Journal of minimal access surgery 2007;3:35-6.
8. Hopkins HK, N.S. A Flexible Fibrescope, using Static Scanning. Nature 1954;173:39-41.
9. Storz S. Legends. CJU 2016;23. (Accessed July 23, 2016 at <http://www.canjurol.com/legends-html.php?ID=2979>)
10. Mühe E. Die erste Cholecystektomie durch das Laparoskop. Langenbeck's Arch Chir 1986;369.
11. Page J; Nutis M, Luciano A. History of Modern Operative Laparoscopy. In: Nezhat CF; Nezhat, C., ed. Nezhat's Operative Gynecologic Laparoscopy and Hysteroscopy. 3 ed. Cambridge: Cambridge University Press; 2011. Excerpt 1-9.
12. Nezhat C. Presidential Speech. Journal of Society of Laparoendoscopic Surgeons 2005; 9:370-375.
13. Mouret P. How I developed laparoscopic cholecystectomy. Annals of the Academy of Medicine, Singapore 1996;25:744-7.
14. Gollan JL, Bulkley GB, Diehl AM. NIH Consensus conference. Gallstones and laparoscopic cholecystectomy. Jama 1993;269:1018-24.
15. Soper NJ, Brunt LM, Kerbl K. Laparoscopic general surgery. The New England journal of medicine 1994;330:409-19.
16. Klarenbeek BR, Bergamaschi R, Veenhof AA. Laparoscopic versus open sigmoid resection for diverticular disease: follow-up assessment of the randomized control Sigma trial. Surgical endoscopy 2011;25:1121-6.
17. Hagen SM, Lafranca, J. A., Steyerberg, E. W., I. Jzermans JN, Dor, F. J. Laparoscopic versus open peritoneal dialysis catheter insertion: a meta-analysis. PloS one 2013;8:e56351.
18. Dagher I, Di Giuro G, Dubrez J, Lainas P, Smadja C, Franco D. Laparoscopic versus open right hepatectomy: a comparative study. American journal of surgery 2009;198:173-7.

19. Keller P, Bruch HP, Trentz. Minimal Invasive Chirurgie In: Berchtold. Repetitorium Chirurgie. 1st Edition. München, Germany. Elsevier; 2007.114-117.
20. Soper NJ, Barteau JA, Clayman RV, Ashley SW, Dunnegan DL. Comparison of early postoperative results for laparoscopic versus standard open cholecystectomy. Surgery, gynecology & obstetrics 1992;174:114-8.
21. Bass EB, Pitt HA, Lillemoe KD. Cost-effectiveness of laparoscopic cholecystectomy versus open cholecystectomy. American journal of surgery 1993;165:466-71.
22. Byrn JC, Schluender S, Divino CM. Three-dimensional imaging improves surgical performance for both novice and experienced operators using the da Vinci Robot System. American journal of surgery 2007;193:519-22.
23. Servos P, Goodale MA, Jakobson LS. The role of binocular vision in prehension: a kinematic analysis. Vision research 1992;32:1513-21.
24. Celentano V. Need for simulation in laparoscopic colorectal surgery training. World journal of gastrointestinal surgery 2015;7:185-9.
25. Rogers DA, Elstein AS, Bordage G. Improving continuing medical education for surgical techniques: applying the lessons learned in the first decade of minimal access surgery. Annals of surgery 2001;233:159-66.
26. Foley JE. Factors governing interocular transfer of prism adaptation. Psychological review 1974;81:183-6.
27. Eysel U, Sehssystem, Räumliches Sehen In: Klinke HC, Silbernagl S (eds). Physiologie. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag KG; 2005. 708-709.
28. Taffinder N, Smith SG, Huber J, Russell RC, Darzi A. The effect of a second-generation 3D endoscope on the laparoscopic precision of novices and experienced surgeons. Surgical endoscopy 1999;13:1087-92.
29. Pielmeier WB. Technische Funktionsweisen des 3D-Films In: Technische und ökonomische Aspekte der Entwicklung des 3D-Films im amerikanischen Mainstreamkino. Diplomarbeit, Universität Wien, Österreich. 2012. 19-28.
30. McLachlan G. From 2D to 3D: the future of surgery? Lancet 2011;378:1368.
31. Lee B. Three-dimensional displays, past and present. Phys Today 2013;66 (4):36-41.
32. Güntzel S. Das Verlangen nach Tiefe In: Distelmeyer J, Andergassen L, Werdrich NJ (ed.). Raumdeutung. Zur Wiederkehr des 3D-Films. Bielefeld, Germany. transcript Verlag 2012. 67-98.
33. Urey H, Surman, P. State of the Art in Stereoscopic and Autostereoscopic Displays. Proceedings of the IEEE 2011;99:540-55.
34. Wesemann W. Die Interferenzfilter-Technik - ein revolutionäres neues Verfahren zur Projektion von 3D-Bildern. Deutsche Optikerzeitung 2013:2-5.
35. Wagner OJ, Hagen M, Kurmann A, Horgan S, Candinas D, Vorburger SA. Three-dimensional vision enhances task performance independently of the surgical method. Surgical endoscopy 2012;26:2961-8.
36. Rassweiler J, Frede T. [Geometry of laparoscopy, telesurgery, training and telementoring]. Der Urologe Ausg A 2002;41:131-43.
37. Hanna GB, Shimi SM, Cuschieri A. Randomised study of influence of two-dimensional versus three-dimensional imaging on performance of laparoscopic cholecystectomy. Lancet 1998;351:248-51.
38. Dunkin BJ, Flowers C. 3D in the minimally invasive surgery (MIS) operating room In: Fong YG, Pier C; Lewis J; Koerkamp B; Reiner T. Imaging and Visualization in The Modern Operating Room: A Comprehensive Guide for Physicians. New York, USA. Springer; 2015. 145-157.

39. Wykypiel H, Wetscher GJ, Klaus A, Bodner E. Robot-assisted laparoscopic partial posterior fundoplication with the DaVinci system: initial experiences and technical aspects. *Langenbeck's archives of surgery / Deutsche Gesellschaft für Chirurgie* 2003;387:411-6.
40. Buchmann PD, S. Lernkurve-Berechnung und Stellenwert in der laparoskopischen Chirurgie. *Ther Umsch* 2005;62 69-75.
41. Risucci D, Cohen JA, Garbus JE, Goldstein M, Cohen MG. The effects of practice and instruction on speed and accuracy during resident acquisition of simulated laparoscopic skills. *Current surgery* 2001;58:230-5.
42. Müller-Richter UD, Limberger A, Weber P, Schilling M. [Comparative study of spatial imaging techniques in stereo-endoscopy]. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie : MKG* 2003;7:157-63.
43. Mueller MD, Camartin C, Dreher E, Hanggi W. Three-dimensional laparoscopy. Gadget or progress? A randomized trial on the efficacy of three-dimensional laparoscopy. *Surgical endoscopy* 1999;13:469-72.
44. Chan AC, Chung SC, Yim AP, Lau JY, Ng EK, Li AK. Comparison of two-dimensional vs three-dimensional camera systems in laparoscopic surgery. *Surgical endoscopy* 1997;11:438-40.
45. Storz P, Buess GF, Kunert W, Kirschniak A. 3D HD versus 2D HD: surgical task efficiency in standardised phantom tasks. *Surgical endoscopy* 2012;26:1454-60.
46. Patel HR, Ribal MJ, Arya M, Nauth-Misir R, Joseph JV. Is it worth revisiting laparoscopic three-dimensional visualization? A validated assessment. *Urology* 2007;70:47-9.
47. Feng X, Morandi A, Boehne M, Lacher M. 3-Dimensional (3D) laparoscopy improves operating time in small spaces without impact on hemodynamics and psychomental stress parameters of the surgeon. *Surgical endoscopy* 2015;29:1231-9.
48. Chmarra MK Conclusions, Discussions and Future Directions In: Chmarra MK, TrEndo Tracking System. 1 ed; Dissertation Technische Universiteit Delft, Netherlands 2009. 110-121.
49. van Empel PJ, van Rijssen LB, Commandeur JP Merijerink, WJ. Validation of a new box trainer-related tracking device: the TrEndo. *Surgical endoscopy* 2012;26:2346-52.
50. Horeman T. Force-based Assessment of Tissue Handling Skills Delft, Dissertation Technische Universiteit Delft, Netherlands 2014. 27-49.
51. Hiemstra E, Chmarra MK, Dankelman J, Jansen FW. Intracorporeal suturing: economy of instrument movements using a box trainer model. *Journal of minimally invasive gynecology* 2011;18:494-9.
52. Scott DJ, Ritter M. Fundamentals of Laparoscopic Surgery: Instructions and Performance Guidelines. SAGES FLS Committee, LA USA. 2012. 1-8.
53. Votanopoulos K, Brunnicardi FC, Thornby J, Bellows CF. Impact of three-dimensional vision in laparoscopic training. *World journal of surgery* 2008;32:110-8.
54. Kong SH, Oh BM, Yoon H. Comparison of two- and three-dimensional camera systems in laparoscopic performance: a novel 3D system with one camera. *Surgical endoscopy* 2010;24:1132-43.
55. Ärztstatistik 2015, Tabelle 3, Seite 1; Tabelle 4, Seite 1. Bundesärztekammer, 2015. (Accessed 26. Juni, 2016, at [http://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user\\_upload/downloads/pdf-Ordner/Statistik2015/Stat15AbbTab.pdf](http://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/downloads/pdf-Ordner/Statistik2015/Stat15AbbTab.pdf).)

56. Jones DB, Brewer JD, Soper NJ. The influence of three-dimensional video systems on laparoscopic task performance. *Surgical laparoscopy & endoscopy* 1996;6:191-7.
57. Zdichavsky M, Schmidt A, Luithle T, Manncke S, Fuchs J. Three-dimensional laparoscopy and thoracoscopy in children and adults: A prospective clinical trial. *Minimally invasive therapy & allied technologies : MITAT : official journal of the Society for Minimally Invasive Therapy* 2015;24:154-60.
58. Feng C, Rozenblit JW, Hamilton AJ. A computerized assessment to compare the impact of standard, stereoscopic, and high-definition laparoscopic monitor displays on surgical technique. *Surgical endoscopy* 2010;24:2743-8.
59. Carus T. Operationsindikationen und Kontraindikationen In: *Operationsatlas Laparoskopische Chirurgie*. 1st Edition. Heidelberg, Germany. Springer Medizin Verlag; 2007. 3-5.
60. Sorensen SM, Savran MM, Konge L, Bjerrum F. Three-dimensional versus two-dimensional vision in laparoscopy: a systematic review. *Surgical endoscopy* 2016 1: 11-12
61. Ernst C, Siegmund F. Analyse des Entwicklungsstandes im OP-Management in deutschen Krankenhäusern (Jahr 2005). *Anästhesie & Intensivmedizin* 2006;47:743-50.
62. Mangano DT. Perioperative medicine: NHLBI working group deliberations and recommendations. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia* 2004;18:1-6.
63. Tanagho YS, Andriole GL, Paradis AG, Benway BM. 2D versus 3D visualization: impact on laparoscopic proficiency using the fundamentals of laparoscopic surgery skill set. *Journal of laparoendoscopic & advanced surgical techniques Part A* 2012;22:865-70.
64. Marcus HJ, Hughes-Hallett A, Cundy TP, Yang GZ. Comparative effectiveness of 3-dimensional vs 2-dimensional and high-definition vs standard-definition neuroendoscopy: a preclinical randomized crossover study. *Neurosurgery* 2014;74:375-80.
65. van Bergen P, Kunert W, Bessell J, Buess GF. Comparative study of two-dimensional and three-dimensional vision systems for minimally invasive surgery. *Surgical endoscopy* 1998;12:948-54.
66. Lusch A, Bucur PL, Menhadji AD, Landman J. Evaluation of the impact of three-dimensional vision on laparoscopic performance. *Journal of endourology / Endourological Society* 2014;28:261-6.
67. Velayutham V, Fuks D, Nomi T, Kawaguchi Y, Gayet B. 3D visualization reduces operating time when compared to high-definition 2D in laparoscopic liver resection: a case-matched study. *Surgical endoscopy* 2016; 1: 147-53.
68. Sahu D, Mathew MJ, Reddy PK. 3D Laparoscopy - Help or Hype; Initial Experience of A Tertiary Health Centre. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR* 2014;8:NC01-3.
69. Curro G, La Malfa G, Caizzone A, Rampulla V, Navarra G. Three-Dimensional (3D) Versus Two-Dimensional (2D) Laparoscopic Bariatric Surgery: a Single-Surgeon Prospective Randomized Comparative Study. *Obesity surgery* 2015; 25 (11): 2120-4
70. Bove P, Iacovelli V, Celestino F, De Carlo F, Vespasiani G, Finazzi Agro E. 3D vs 2D laparoscopic radical prostatectomy in organ-confined prostate cancer: comparison of operative data and pentafecta rates: a single cohort study. *BMC urology* 2015;15:12.
71. Woods A. Understanding crosstalk in stereoscopic displays. In: *Keynote Presentation at the Three-Dimensional Systems and Applications Conference, Tokyo, Japan; 2010; 19-21.*

72. Gärtner A. LCD-Monitore - Teil 1: Grundlagen und Technologie. *mt-Medizintechnik* 2008;2:54-66.
73. Gautzsch S. Entwicklungspotenzial für Stereo-3D: Hypothesenanalyse und Optimierungsansätze. In: *3D-Kino im Wohnzimmer: Analyse einer Unterhaltungs-Revolution durch Stereoskopie*. Hamburg, Germany. Diplomica Verlag; 2012. 95-125.
74. Guralnick B. Method and apparatus for eliminating stereoscopic cross images. In: *Google Patents*; 2003. (Accessed October 3, 2015 at <https://www.google.com/patents/WO2001069944A3?cl=fi>)
75. Reitterer JF, F. Beam-clipping-induced diffraction effects in MEMS laser scanners for autostereoscopic outdoor displays. *Sensors and Actuators A: Physical* 2015;233:582-9.

## 6 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Anne-Kristin Vierheilig, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

„Vergleich von dreidimensionaler und zweidimensionaler Laparoskopie im Hinblick auf Geschwindigkeit, Präzision und Kraftaufwand: eine prospektive, randomisierte, kontrollierte Studie “

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -[www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

06. Dezember 2016

Unterschrift

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers

Unterschrift der Doktorandin

## **7 Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.



Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## 8 Danksagung

Vielen Dank an PD Dr. med. Jörn Gröne und PD Dr. med. Kai Lehmann für die Betreuung während Projektplanung, Studiendurchführung und Ergebniserarbeitung.

Dank an Dr. med. David Koch für seine Geduld und Hilfe bei der Erstellung des Instruktionsvideos.

Herzlichen Dank an Florian Schmitzberger, M. Sc., für die fabelhafte Unterstützung beim Datentransfer. Retter in der Not.

Ein großes Dankeschön meiner grandiosen Schwester und meinem bewundernswerten, schlaunen Schwager für den frischen Wind zum Kopf frei pusten. Auf dass ihr immer eine handbreit Wasser unterm Kiel habt.

Danke an meinen Vater, der immer hinter mir steht.

In unendlicher Dankbarkeit meinem Großvater, der mir beigebracht hat, wie wichtig Wissen ist. Der mich zur Demut erzogen, mir seinen ganzen Ehrgeiz und einen Bruchteil seines Fleißes mitgegeben hat.

Ihm sei diese Arbeit in tiefster Verbundenheit gewidmet.

## Anlage: Fragebogen

### 2D vs. 3D-Laparoskopie Studie: Objektive Vorteile durch Stereoskopie im Boxtrainer?

- 1) Nummer \_\_\_\_\_
- 2) CrossOver \_\_\_\_\_
- 3) Alter \_\_\_\_\_
- 4) Geschlecht \_\_\_\_\_
- 5) 3D-Sicht \_\_\_\_\_

#### Teil I: Nur von Ärzten auszufüllen.

- 6) \_\_\_\_\_ **Dauer der bisherigen Weiterbildung:**
- 7) \_\_\_\_\_ **Fachrichtung**
- a. Allgemein/Viszeralchirurgie
  - b. Orthopädie/ Unfallchirurgie
  - c. Urologie
  - d. Gynäkologie
  - e. Sonstige:
- 8) \_\_\_\_\_ **Funktion**
- a. Weiterbildung
  - b. Facharzt
  - c. Oberarzt
  - d. Chefarzt
- 9) \_\_\_\_\_ **Tragen Sie im OP eine Brille zu Ausgleich einer Fehlsichtigkeit?**
- a. ja
  - b. nein
  - c. Kontaktlinsen
- 10) \_\_\_\_\_ **Haben Sie schon mit einem 3D-Laparoskopiegerät gearbeitet?**
- a. nie
  - b. testweise
  - c. gelegentlich
  - d. häufiger
  - e. regelmäßig

- 11) \_\_\_\_\_ **Wie viele eigenständige Laparoskopie-Eingriffe haben Sie vorgenommen?**
- a. 0
  - b. 1-10
  - c. 11-50
  - d. 51-100
  - e. >100

**Teil II: Nur von Studenten auszufüllen.**

- 12) \_\_\_\_\_ **Haben Sie bereits chirurgisch gearbeitet?**
- a. Nein, nie
  - b. Nahtkurs absolviert
  - c. Im Rahmen von Famulaturen genäht
  - d. Als OP-Hilfe genäht
  - e. Näherfahrung und laparoskopische Arbeit

**Teil III: Von allen Testteilnehmern auszufüllen.**

- 13) \_\_\_\_\_ **Wie empfanden Sie die Anstrengung für die Augen mit dem 3D-Bild im Vergleich zum 2D-Modus?**
- a. 3D deutlich besser
  - b. 3D besser
  - c. unentschieden
  - d. 2D besser
  - e. 2D deutlich besser

- 14) \_\_\_\_\_ **Wie empfanden Sie die körperliche Anstrengung mit dem 3D-Bild im Vergleich zum 2D-Modus ?**
- a. 3D deutlich besser
  - b. 3D besser
  - c. unentschieden
  - d. 2D besser
  - e. 2D deutlich besser

- 15) \_\_\_\_\_ **Wie empfanden Sie die Schnelligkeit mit dem 3D-Bild im Vergleich zum 2D-Modus ?**
- a. 3D deutlich schneller
  - b. 3D schneller
  - c. unentschieden
  - d. 2D schneller
  - e. 2D deutlich schneller
- 16) \_\_\_\_\_ **Wie beurteilen Sie den generellen Eindruck der 3D-Laparoskopie im Vergleich zur 2D-Laparoskopie?**
- a. 3D deutlich besser
  - b. 3D besser
  - c. unentschieden
  - d. 2D besser
  - e. 2D deutlich besser
- 17) \_\_\_\_\_ **Hat die 3D-Laparoskopie Ihrer Meinung nach Vorteile für das Operieren?**
- a. ja
  - b. Nein
- 18) \_\_\_\_\_ **Haben Sie Erfahrung mit Videospiele?**
- a. keine
  - b. wenig
  - c. mäßig
  - d. viel
  - e. Sehr viel
- 19) \_\_\_\_\_ **Wenn Sie Videospielderfahrung haben: Spielten sie in einer simulierten dreidimensionalen Umgebung (z.B. First Person Ego-Shooter)?**
- a. keine
  - b. wenig
  - c. mäßig
  - d. viel
  - e. Sehr viel