

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie
der Technischen Universität München

Deutsches Herzzentrum München

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Lange)

Experimentelle Evaluation von Haptik
in der telemanipulatorgestützten Herzchirurgie

Constanze Friederike Haßelbeck

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin
der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. R.F. Bauernschmitt
2. Univ.-Prof. Dr. T.C. Lüth
3. apl. Prof. Dr. H.A.E.J. Feußner

Die Dissertation wurde am 05.03.2009 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 23.09.2009 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	4
1.1	Fragestellung	15
2.	Material und Methoden	17
2.1	Stichprobe	17
2.2	Herzchirurgischer Telemanipulator	18
2.2.1	Aufbau des Telemanipulators	19
2.2.2	Telemanipulatorarm und Instrumente mit force feedback	22
2.2.3	Steuerkonsole	23
2.2.4	3-D-Kamera und head mounted display	25
2.3	Skalierung der Haptik	27
2.4	Übungsaufgabe.....	29
2.5	Hauptversuch	30
2.5.1	Knoten	32
2.5.2	Immersionstest / Fadenreißen	33
2.5.3	Detektion von Stenosen.....	34
2.5.4	Auswertung des Hauptversuchs	35
2.6	Variablen	36
2.6.1	Beim Immersionstest / Fadenreißen erhobene Variablen	37
2.6.2	Bei der Knotenaufgabe erhobene Variablen	38
2.6.3	Bei der Detektionsaufgabe erhobene Variablen.....	41
2.6.4	Fragebogen	42
2.7	Statistik.....	43
3.	Ergebnisse.....	45
3.1	Immersionstest zur Validierung des Setups, Differenzkraft	45
3.2	Knotenaufgabe	46
3.2.1	Kräfte.....	46
3.2.2	Bearbeitungsqualität.....	50
3.2.3	Bewegungsablauf	52

3.3	Knotenaufgabe unter Berücksichtigung der Erfahrung	54
3.3.1	Kräfte unter Berücksichtigung der Erfahrung	54
3.3.2	Bearbeitungsqualität unter Berücksichtigung der Erfahrung	66
3.3.3	Bewegungsablauf unter Berücksichtigung der Erfahrung	72
3.4	Detektionsaufgabe.....	78
3.4.1	Fehler.....	78
3.4.2	Benötigte Zeit.....	79
3.4.3	Aufgewendete Kraft.....	80
3.5	Fragebogen.....	82
3.6	Zusammenfassung der Ergebnisse	83
4.	Diskussion	85
4.1	Diskussion der Ziele, Nutzen und Risiken minimalinvasiver Verfahren in der Herzchirurgie	86
4.2	Diskussion der Methoden.....	97
4.3	Diskussion der Ergebnisse	99
4.4	Limitationen	110
4.4.1	Limitationen minimalinvasiver Techniken	110
4.4.2	Limitationen der Experimente.....	112
4.5	Schlußfolgerung	114
4.6	Ausblick	115
5.	Zusammenfassung	117
6.	Literatur	119
6.1	Eigene Publikationen:	119
6.2	Literaturnachweis.....	121
7	Anhang (Variablentabelle)	132
8	Danksagung	138

1. Einleitung

Im Rahmen dieser Dissertation soll die Bedeutung von Haptik beim total endoskopischen Arbeiten mit Telemanipulatoren im Allgemeinen und speziell auf dem Gebiet der Herzchirurgie geklärt werden. Total endoskopische Operationen sind in der Herzchirurgie mit konventionell endoskopischen Techniken nicht realisierbar gewesen und sind erst seit der Einführung von Telemanipulatorsystemen möglich.

Der zentrale Ansatz zur Weiterentwicklung chirurgischer Telemanipulatorsysteme ist die Implementierung von Haptik. Haptik (griech.: ἅπτεισθαι (háptesthai) „anfassen“, „berühren“) ist die Lehre vom Tastsinn und der Kraftempfindung und der zugehörigen Sinne. Unter dem Begriff Haptik wird im Weiteren die Fähigkeit technischer Systeme verstanden, den menschlichen Tastsinn und seine Kraftempfindung zu simulieren und so das direkte haptische Feedback des Menschen nachzuahmen. Keines der momentan klinisch eingesetzten Telemanipulatorsysteme verfügt über ein haptisches Feedback. Das Fehlen von Haptik kann während einer telemanipulatorgestützten Operation möglicherweise mit einem erhöhten Gewebeschaden und Zerreißen von Nahtmaterial einhergehen [83].

In dieser experimentellen Studie wurde der Stellenwert von Haptik in der telemanipulatorgestützten Chirurgie evaluiert. Dazu wurden grundlegende Techniken der Chirurgie und insbesondere der Herzchirurgie, wie Knoten und das Ertasten von Gefäßstenosen mit einem Operationstelemanipulator unter verschiedenen haptischen Bedingungen in einer Doppelblindstudie ausgeführt. Für diese Evaluation wurde ein Telemanipulator verwendet, der innerhalb des Sonderforschungsbereichs 453 „Wirklichkeitsnahe Telepräsenz und Teleaktion“ vom Lehrstuhl für Robotik und Echtzeitsysteme der Technischen Universität München konstruiert wurde.

Wir gingen dabei von der Hypothese aus, dass eine Verbesserung der bestehenden Telemanipulatorsysteme durch Implementierung haptischen Feedbacks die Sicherheit der minimalinvasiven Eingriffe erhöhen und die Operationsqualität verbessern kann.

Derzeit ist noch keine Aussage darüber zu machen, welchen Stellenwert Haptik in der telemanipulatorgestützten Chirurgie hat, da bei bisher durchgeführten Studien noch keine Daten erbracht wurden, die den Nutzen von Haptik eindeutig beweisen oder widerlegen.

An diesem Projekt waren die Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie des Deutschen Herzzentrums München der Technischen Universität München, die Fakultät für Informatik der Technischen Universität München und das Institut für Arbeitswissenschaften der Fakultät für Luft- und Raumfahrttechnik der Universität der Bundeswehr München beteiligt.

In der Chirurgie kommen Telemanipulatorsysteme vor allem bei minimalinvasiv durchgeführten Operationen zum Einsatz. Der Einsatz von Telemanipulatoren wird gelegentlich auch als robotergestützte Chirurgie bezeichnet. Das Wort Roboter unter dem heute einerseits eine äußerlich wie ein Mensch gestaltete Apparatur, die manuelle Funktionen eines Menschen ausführen kann, und andererseits ein elektronisches Gerät mit beweglichen Gliedern verstanden wird, kommt von dem veralteten tschechischen Wort Robot, das den Frondienst v.a. in slawischen Ländern bezeichnet. Karel Čapek begründete den Begriff des Roboters als menschenähnliche Maschine in seinem 1921 erschienenen Drama R.U.R. Die Abkürzung R.U.R. steht für Rossums Universal Roboter, wobei Rossum die Firma ist, die die Roboter herstellt und deren Name von rozum, tschechisch für Vernunft, abgeleitet ist [15].

Ihren Ursprung nahm die computer- oder telemanipulatorgestützte Chirurgie Ende der 1980er Jahre [14]. Einerseits nahmen die Möglichkeiten der Datenverarbeitung und Steuerung durch Computer rapide zu – den ersten Mikroprozessor Intel4004 gab es 1971 [26] – und zum anderen forderte die Entwicklung der minimalinvasiven Chirurgie erstmals die Entwicklung spezieller Operationsinstrumente.

Die Entwicklung der minimalinvasiven Chirurgie begann mit den ersten minimalinvasiven Cholezystektomien durch Erich Mühe in Böblingen, die er ab September 1985 durchführte [64, 65] und der Modifikation der Technik im Sinne der heute üblichen

Verfahren durch Philippe Mouret in Lyon im März 1987. Bereits fünf Jahre nach seiner Einführung wird dieses Verfahren 1992 als dem offen-chirurgischen Verfahren überlegen zum Goldstandard erklärt [56].

Ziel der minimalinvasiven Chirurgie ist es, das Gewebetrauma, das bei einer Operation zwangsläufig entsteht, möglichst gering zu halten, indem die Zugangswege minimiert werden. Durch die geringere Wundfläche sollen weniger Infektionen entstehen, einerseits weil die Wundfläche per se kleiner ist, andererseits weil die Durchblutung des Gewebes weniger gestört ist, wenn die eigenen Blutgefäße nicht unterbunden oder koaguliert wurden im Rahmen der Blutstillung. Die geringere Traumatisierung soll helfen, den zum Teil enormen Blutverlust bei Herzoperationen zu verringern, womit wiederum Bluttransfusionen eingespart und damit verbundene Komplikationen vermieden werden können. Die Narbenbildung soll reduziert und Verwachsungen verhindert werden. Dadurch lassen sich zusätzlich die Rekonvaleszenzzeiten verkürzen. Im Gegensatz zur konventionellen Chirurgie werden durch das geringere Gewebetrauma die Schmerzen verringert [53], die Gefahr metabolischer Veränderungen reduziert und die Gefahr der Organdysfunktion vermindert.

Die Entwicklung minimalinvasiver Operationstechniken bringt für die Herzchirurgie den Vorteil, dass die Sternotomie, die ein großes Gewebstrauma darstellt, umgangen werden kann. Diese Reduktion des Gewebstraumas bringt generelle Vorteile, wie Reduktion von Schmerzen, durch deutlich verkleinerte traumatisierte Fläche weniger Infektionsrisiko und Wundheilungsstörungen. Speziell in der Herzchirurgie wird mit dem Verzicht auf die Sternotomie auch die Komplikation der Sternuminstabilität umgangen.

Die Reduktion von Wundfläche und die damit verbesserte Wundheilung ist in der Herzchirurgie besonders wichtig, da unter herzchirurgischen Patienten die Prävalenz für Diabetes mellitus, COPD und die Komorbidität durch Nikotinabusus besonders hoch ist. Patienten mit diesen Risikofaktoren, ebenso wie Patienten mit Niereninsuffizienz, hohem body mass index, in fortgeschrittenem Alter oder Patienten unter Kortikoidtherapie sind besonders anfällig für Komplikationen wie Sternuminstabilität und Wundinfektionen. Für diese Patienten haben die Unversehrtheit des Sternums und ein minimales Ope-

rationstrauma einen besonderen Stellenwert. Minimalinvasive Verfahren können dazu beitragen, die Komplikationsrate gerade in diesen Risikogruppen zu senken. [34, 78, 38, 68]

Der minimale Zugang erschwert allerdings das Operieren in mehreren Aspekten:

- Der Zugang gestattet keine direkte Sicht auf das Operationsfeld.
- Der Bewegungsspielraum der Instrumente ist über den kleinen Zugang stark eingeschränkt und verlangt dem Operateur ein erhöhtes Maß an Können und Geschicklichkeit ab. Zudem tritt mit den herkömmlichen endoskopischen Instrumenten - langen Manipulatoren - ein Hebeleffekt im Gewebe auf, der sowohl die Bewegungspräzision vermindert, als auch traumatisierend wirkt. Die derzeitigen Instrumente für die endoskopische Chirurgie stehen mit ihrer simplen Mechanik im Widerspruch zu den gesteigerten Anforderungen, die das minimalinvasive Operieren mit sich bringt.
- Es gibt kein haptisches Feedback mehr. Die Festigkeit von Knoten und die Beschaffenheit des Gewebes muss optisch beurteilt werden, was als schwierig beschrieben wird [53]. Bei den konventionellen Operationsverfahren mit eröffnetem Thorax, hat der Operateur eine klare Vorstellung von der Beschaffenheit des Gewebes. Schon während des Präparierens erhält er Information über die Beschaffenheit des Gewebes. Bei einer Operation mit Telemanipulatoren ist dem nicht so. Ohne Krafrückkopplung muss der Chirurg sich auf eine Vielzahl von visuellen Informationen konzentrieren und das haptische Feedback z.B. über pathologisches Gewebe wie Verkalkungen, das er sonst nebenbei erfährt, visuell kompensieren.

Aufgrund dieser Einschränkungen in der minimalinvasiven Chirurgie werden Instrumente gefordert, die diese Limitationen überwinden. Als Lösung bieten sich hier telemanipulatorgestützte chirurgische Systeme an. Satava sowie Ballantyne und Moll gehen soweit, die laparoskopische bzw. thorakoskopische Chirurgie als „Übergangstechnolo-

gie“ zu bezeichnen, die in der Evolution der chirurgischen Instrumente zur telemanipulatorgestützten Chirurgie führt [14, 72, 4].

Das Prinzip telemanipulatorgestützter Chirurgie ist in der Telemedizin verwirklicht. In der Telemedizin muss eine zeitliche und räumliche Distanz überwunden werden. Die Lösungen, die für die Probleme der Telemedizin gefunden werden müssen, stellen auch einen Lösungsansatz für eine Technologie zur Verbesserung chirurgischer Instrumente dar. Die bisherigen endoskopischen Instrumente sollen mit mehr Freiheitsgraden ausgestattet werden und nicht länger als starre Instrumente die Präzision einschränken. Die operativen Zugänge sind so klein, dass der Operateur nicht mehr direkt mit seinen Händen im Operationsfeld arbeiten kann. Auch der bei der Operation physisch anwesende Operateur muss also wie in der Telemedizin eine räumliche Distanz überbrücken. Zudem ist eine Ausstattung der Instrumente mit haptischem Feedback wünschenswert. All diese Forderungen an neue endoskopische Instrumente machen einen Einsatz von Computer- bzw. Robotertechnologie unumgänglich. Eine Lösung hierfür bieten Telemanipulatoren.

Um das Konzept von Teleoperation, Telepräsenz, Telemedizin und Telemanipulatorsystemen darzustellen, ist es erforderlich einige Fachbegriffe zu klären.

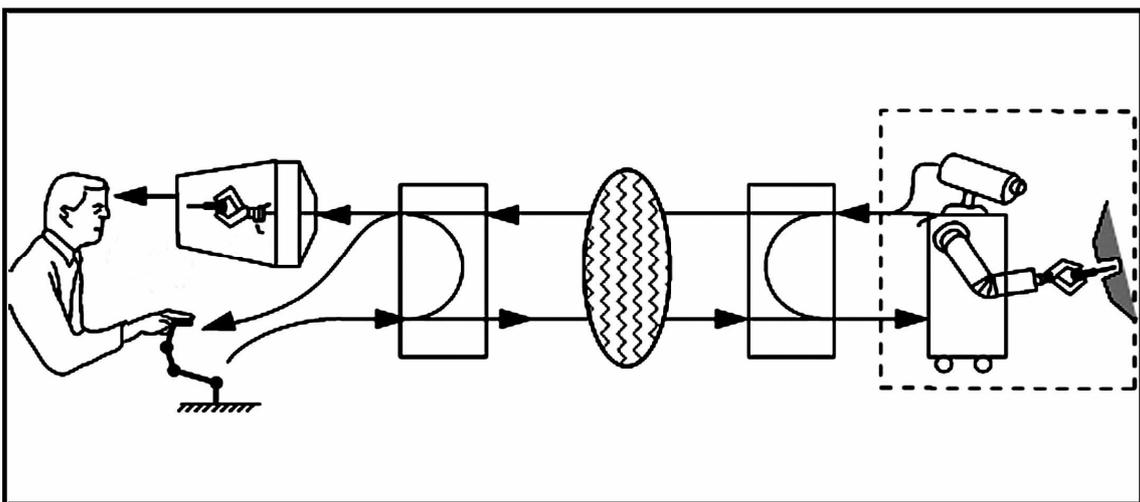


Abb.1.1: Schema zum Konzept der Teleoperation

Die Telechirurgie wurde mit dem Ziel entwickelt, Operationen an einem vom Operateur entfernten Ort in Echtzeit durchzuführen [44]. Ein solcher entfernter Ort wird in der

Telemanipulatorforschung Remoteumgebung genannt und beschreibt eine Umgebung, die dem menschlichen Bediener nicht direkt zugänglich ist, sei es aus Gründen der örtlichen Distanz, der Miniaturisierung der Umgebung oder der Kontamination des Einsatzgebietes. Wird diese Remoteumgebung durch Objektmanipulation verändert, so spricht man von Telemanipulation [44]. Da bei minimalinvasiven Eingriffen die operativen Zugänge derart verkleinert sind, ist das Operationsgebiet den Händen des Chirurgen nicht mehr direkt zugänglich. Das Operationsgebiet stellt also ebenfalls eine Remoteumgebung dar.

Aus diesem Grund können die Konzepte der Robotik eine Lösung für die Schwierigkeiten in der minimalinvasiven Chirurgie darstellen.

Die Notwendigkeit, Operationen über eine größere Distanz hinweg auszuführen, könnte sich daraus ergeben, dass Gebiete eines Landes sehr dünn besiedelt sind und kein Fachpersonal vor Ort ist. Umgebungen können auch unzugänglich sein, wenn sie durch Gift oder Radioaktivität kontaminiert sind. Dieser Aspekt war ursprünglich für militärische Zwecke von Bedeutung. In der Chirurgie könnten Telemanipulatoren ebenfalls dafür sorgen, den Operateur vor einer möglichen Infektion zu schützen, wenn z.B. mit HIV oder Hepatitis infizierte Patienten operiert werden. In der Raumfahrt ist dieses Konzept ebenfalls von großem Interesse, um von der Erde oder vom Inneren des Raumfahrzeugs aus agieren zu können [14].

Um eine Teleoperation durchführen zu können, muss eine Person mit sensorischen und manipulatorischen Fähigkeiten ausgestattet werden, um in der Remoteumgebung Handlungen ausführen zu können. Dazu bedient sich der menschliche Benutzer des Teleoperators [44] (siehe Abb. 1.1). Der Teleoperator versorgt den Benutzer mit sensorisch relevanten Informationen aus der Remoteumgebung, die ihm in einer wirklichkeitsnahen Weise möglichst natürlich präsentiert werden. Telesensing beinhaltet, dass der Benutzer mit Kraft-, Berührungs- und visuellen Informationskanälen ausgestattet ist [44]. Hierfür muss der Teleoperator mit Sensoren, Armen oder Händen und multimodalen Kommunikationskanälen von und zum menschlichen Bediener ausgestattet sein.

Durch den Teleoperator wird es dem Benutzer ermöglicht, sich in der Remoteumgebung präsent zu fühlen. Dieses Gefühl wird als Telepräsenz, bzw. Teleexistenz beschrieben. Ideale Telepräsenz ist die totale sensorielle "Immersion" (Eintauchen) des menschlichen Bedieners mit all seinen sensorischen Fähigkeiten in die Remoteumgebung [44].

Chirurgische Telemanipulatoren sind definiert als Schnittstelle zwischen Operateur und Patient. Computergestützte Chirurgie kann im Vergleich zu konventionell endoskopischen Techniken die Arbeitsbedingungen für die Chirurgen verbessern. Die Visualisierung findet über stereoskopische Kameras statt und gewährt einen guten dreidimensionalen Eindruck. Durch Instrumente mit mehreren Freiheitsgraden und guter Kraftübersetzung kann ohne Hebeleffekt im Gewebe und mit besser dosiertem Kraftaufwand gearbeitet werden. Die Bewegungen werden nun auf Instrumente mit Gelenken übertragen, was die Präzision deutlich erhöht, verglichen mit den langen endoskopischen Instrumenten, mit denen der Operateur nur eingeschränkt präzise arbeiten kann. Die Präzision der ausgeführten Bewegungen kann durch Tremorfilter und sog. „motion scaling“ verbessert werden. Der Tremorfilter kann im Bewegungssignal, das an den Telemanipulatorarm weitergegeben wird, ein Zittern von der auszuführenden Bewegung unterscheiden, weil es sich beim Zittern um Bewegungen mit einer viel höheren Frequenz handelt, und herausfiltern, sodass der Telemanipulatorarm die angewiesene Bewegung störungs- und zitterfrei ausführen kann. Motion scaling beinhaltet eine Übersetzung der Bewegung zur präziseren Arbeit im Submillimeterbereich. So wird z.B. eine Handbewegung des Chirurgen, die 5 cm umfasst auf 0,5 cm im Operationsgebiet übersetzt [69]. Das motion scaling zusammen mit einer vielfach vergrößerbaren bildlichen Darstellung des Operationsgebietes, das sehr filigrane Strukturen beinhaltet, kann die Präzision der chirurgischen Arbeit erhöhen.

Die Instrumente des Telemanipulators imitieren Handbewegungen und ermöglichen dem Chirurgen alle Freiheitsgrade der Bewegung, vergleichbar den normalen Handgelenkbewegungen bei konventioneller offener Chirurgie [56].

Im Hinblick auf vielfach notwendige Durchleuchtungen während Operationen, die mit einer Strahlenbelastung für das gesamte Operationsteam einhergehen, können die Operationstelemanipulatoren ebenfalls neue Möglichkeiten aufzeigen. Telemanipulatoren tole-

rieren ionisierende Strahlung und können auch von außerhalb des Operationssaales bedient werden. In der Kombination mit einer intraoperativen Radiotherapie (IORT), bei der das Tumorbett noch während der Operation bestrahlt wird, um das umliegende Gewebe zu verschonen [81], kann der Einsatz eines Telemanipulators ebenfalls sinnvoll sein. Der Einsatz von Telemanipulatoren kann dazu beitragen, die Strahlenbelastung des medizinischen Personals zu senken.

Chirurgische Telemanipulatoren sollen den Menschen jedoch nicht ersetzen, wie dies in der industriellen Automatisierung oft der Fall ist. Da der Telemanipulator nicht in der Lage ist, qualitative Informationen situationsgerecht zu bewerten, kann er in diesem Punkte den Menschen nicht ersetzen. Chirurgische Telemanipulatoren werden als Hilfsmittel und verbesserte Werkzeuge betrachtet, um die menschlichen Fertigkeiten zu erweitern und zu verbessern. Sie werden auch als „verlängerter Arm des Chirurgen“ oder „Assistent des Chirurgen“ bezeichnet.

Der da Vinci[®] (Intuitive Surgical, Inc. Sunnyvale, CA; USA) ist zurzeit der einzige Telemanipulator, der käuflich zu erwerben ist und in der telemanipulatorgestützten Chirurgie verwendet wird.



**Abb.1.2: Telemanipulatorsystem da Vinci[®] Deutsches Herzzentrum München.
Telemanipulator links, Steuerkonsole rechts**

Das da Vinci[®] System besteht aus einer Konsole für den Chirurgen und drei Telemanipulatorarmen [79, 14]. Der Chirurg kontrolliert die Instrumente an einer entfernten Konsole (remote console), die räumlich getrennt vom Patienten im Operationssaal auf-

gestellt ist. Der Operateur kommt nicht mit dem Patienten in Berührung, er muss daher nicht steril sein. Die Instrumente an der Konsole gewähren mit 6 Freiheitsgraden in der Bewegung Bedienungskomfort. Der Hersteller spricht dem da Vinci[®] System 7 Freiheitsgrade der Bewegung zu, wobei der 7. Freiheitsgrad durch die Greiffunktion der Instrumente dargestellt ist. Herkömmliche endoskopische Instrumente verfügen lediglich über 4 Freiheitsgrade: 3 Freiheitsgrade der Translation und einen Freiheitsgrad durch Rotation des Instrumentes.

Generell ist bei der Betrachtung der Freiheitsgrade zu unterscheiden zwischen den kartesischen Freiheitsgraden und technischen Freiheitsgraden. Den Endeffektor, also das chirurgische Instrument betreffend, sind im kartesischen Raum nur 6 Freiheitsgrade erreichbar. Diese 6 Freiheitsgrade setzen sich zusammen aus den drei Freiheitsgraden der Translation, also den Raumkoordinaten, und 3 Rotationsfreiheitsgraden, die die Drehwinkel beschreiben. Besitzt ein Endeffektor alle 6 Freiheitsgrade, so kann er jeden Punkt im Raum erreichen. Ein Instrument kann jedoch bautechnisch beliebig viele Freiheitsgrade durch eine beliebige Kombination von Gelenken besitzen, ohne dass dies festlegt, welche Freiheitsgrade dieses Instrument im kartesischen Raum besitzt. Zum Beispiel könnte ein Instrumentenarm teleskopstangenartig zusammengesetzt sein. Jedes Gelenk würde zur Summe der Freiheitsgrade des Instrumentes beitragen. Es könnten beliebig viele Freiheitsgrade an diesem Instrument vorkommen, dennoch müsste es nicht alle 6 Freiheitsgrade im kartesischen Raum erreichen können, wie im Beispiel der Teleskopstange wären trotz beliebig vieler Freiheitsgrade nur Bewegungen auf der x-Achse möglich.

Für die Konstruktion chirurgischer Telemanipulatoren ist zu beachten, dass Freiheitsgrade verloren gehen beim Durchtritt der Instrumente durch die Portinzisionen in den Thorax. Dieser Verlust an Freiheitsgraden ist durch zusätzliche Gelenke an dem im Thorax befindlichen Teil des Instrumentes auszugleichen.

Die Instruktionen werden ohne Zeitverzögerung an einen Telemanipulator weitergegeben, dessen Instrumente die Operation ausführen. Da der Telemanipulator die Handbe-

wegungen des Chirurgen exakt imitiert, ist das Level an Autonomie des Telemanipulators gleich null.

Der Telemanipulator selbst besteht aus zwei Armen mit jeweils einem endoskopischen Instrument und einem Arm mit einer endoskopischen Stereokamera, die eine dreidimensionale Sicht auf das OP Feld gestattet. Ferner verfügt dieses System über einen Tremorfilter und sog. motion scaling.

Eingesetzt wird das da Vinci[®] System vor allem auf den Gebieten der Herzchirurgie, Abdominal- und urologischen Chirurgie [56, 14]. Menon et al. berichten auf dem Gebiet der Prostatektomie von kürzeren Operationszeiten, geringerem Blutverlust, weniger Komplikationen und einer Linderung der postoperativen Schmerzen. Ferner werden bessere funktionelle Ergebnisse bei radikaler Prostatektomie mit dem da Vinci[®] System angegeben verglichen mit laparoskopischen oder offenen Operationstechniken [60]. Die Erfahrung, dass die endoskopische Chirurgie mit dem da Vinci[®] System durchweg Vorteile hat, wird nicht von allen Arbeitsgruppen geteilt. Wie Gutt et al. berichten [39], können bei der Anwendung des da Vinci[®] Systems in der Viszeralchirurgie keine Vorteile gegenüber laparoskopischen Standardoperationen belegt werden. Im Gegenteil, es wird berichtet, dass andere Autoren verlängerte Operationszeiten bei der Anwendung des da Vinci[®] Systems feststellen. Auch im Vergleich mit offenen Operationen zeigt sich kein Unterschied bezüglich Morbidität, Mortalität oder postoperativer Hospitalisierung. Diese Berichte zeigen auf, dass telemanipulatorgestützte Chirurgie in vielen Fällen bereits realisierbar ist, aber noch nicht immer die erwartete Überlegenheit des Systems beweist. Viele Publikationen zu diesem Thema bemängeln das fehlende haptische Feedback, da eine Kraftrückkopplung in den bestehenden Systemen derzeit nicht verfügbar ist und über die Sicht kompensiert werden muss. Diesem Aspekt wird eine große Bedeutung für eine verbesserte Handhabung bestehender Systeme zugeschrieben.

Diese Dissertation befasst sich daher, unterstützt von der Deutschen Forschungsgesellschaft, im Rahmen des SFB 453 „Wirklichkeitsnahe Telepräsenz und Teleaktion“ mit

der Integration und Evaluation von Haptik in der telemanipulatorgestützten Herzchirurgie. Es ist das Ziel dieses Versuchsaufbaus, den Stellenwert von Haptik in der telemanipulatorgestützten Herzchirurgie zu analysieren und die Ergebnisse in die Weiterentwicklung und Verbesserung von telemanipulatorgestützten Systemen einfließen zu lassen.

1.1 Fragestellung

Ziel dieser Evaluation war es, herauszufinden, ob unter dem Einfluss von Krafterückkopplung

- die Qualität der chirurgischen Arbeit verbessert wird,
- der Eingriff sicherer werden kann,
- die aufgewendeten Kräfte beim Arbeiten verringert werden,
- das Telepräsenzempfinden steigt,
- schneller die Beschaffenheit des Gewebes beurteilt werden kann,
- die operative Erfahrung bei der Bedienung des Telemanipulators eine Rolle spielt.

Als Qualitätsmerkmale für gute chirurgische Arbeit können gelten: suffiziente Anastomosen, jegliches Fehlen von Luftknoten und speziell in der Herzchirurgie zügiges Arbeiten im Hinblick auf möglichst kurze Operationszeiten unter extrakorporaler Zirkulation.

In der konventionellen Chirurgie ist die Festigkeit von Knoten vergleichsweise einfach überprüfbar. Auch können Knoten mit einer hohen Geschwindigkeit in guter Qualität geknüpft werden. Mit dem Telemanipulator stellt dies eine schwierige Aufgabe dar, die viel Zeit benötigt. Dies schlägt sich nieder in verlängerten Operationszeiten mit dem da Vinci[®] System verglichen mit offenen Operationstechniken. Wir gehen davon aus, dass die Handhabung eines Telemanipulators in diesen Punkten verbessert wird, wenn das System eine haptische Rückmeldung gestattet [39].

Wir nehmen an, dass es für das Gewebe schonend ist, wenn der Chirurg mit möglichst wenig Kraftaufwand arbeiten kann. Dies bedeutet, dass nur mit soviel Kraft wie nötig das Gewebe bearbeitet wird und somit das Gewebetrauma auf das unvermeidliche Maß reduziert werden kann. Wir glauben, dass dazu der haptische Eindruck dringend nötig ist. Zum einen, weil die haptische Information schneller und präziser Auskunft über die Gewebsbeschaffenheit gibt als ein prüfender Blick. Zum anderen vermuten wir, dass

Chirurgen eine bessere Vorstellung über das Maß ihrer verwendeten und benötigten Kräfte haben, wenn sie mit haptischem Feedback versorgt werden.

Welchen Stellenwert die Erfahrung in konventioneller und telemanipulatorgestützter Chirurgie im Hinblick auf die Bedienung eines Telemanipulators hat, ist eine weitere Frage, der wir im Rahmen dieses Versuchs nachgegangen sind. Wir erwarten, dass Chirurgen mit Erfahrung in telemanipulatorgestützter Chirurgie in der Handhabung mit Telemanipulatoren versierter sind. Ob sich aber die Erfahrung in konventioneller Chirurgie im Umgang mit Telemanipulatoren auszahlt, ist unklar.

Nachfolgend sind die Chirurgen mit Erfahrung in telemanipulatorgestützter Chirurgie als Chirurgen tme bezeichnet, wobei tme für **telemanipulatorerfahren** oder **telemanipulator experienced** steht.

Es ist Ziel dieser Arbeit herauszufinden, ob das von vielen Arbeitsgruppen geforderte verbesserte haptische Setting [56, 7, 25, 45, 54], tatsächlich den Stellenwert einer „Schlüsselfunktion“ für die Handhabung und Weiterentwicklung bestehender Systeme hat. Unter dieser Fragestellung wollen wir überprüfen, ob sich die Arbeitsqualität unter Haptik verbessern lässt und ob die Bedienung von Telemanipulatorsystemen sich darunter einfacher und sicherer gestaltet.

2. Material und Methoden

2.1 Stichprobe

An dem Versuch nahmen 25 Chirurgen teil, die sich in ihrer Erfahrung in der Herzchirurgie voneinander unterschieden. Fünf Chirurgen mit Erfahrung an dem da Vinci[®] System sowie 12 langjährig konventionell erfahrene Chirurgen und 8 junge Chirurgen.

Die Chirurgen tme hatten im Mittel 9 Jahre Erfahrung in der konventionellen Herzchirurgie (Standardabweichung 5,2 Jahre) und 2,4 Jahre Erfahrung in der telemanipulatorgestützten Herzchirurgie (Standardabweichung 2 Jahre), konventionell erfahrene Chirurgen hatten 11,5 Jahre Erfahrung in der konventionellen Herzchirurgie (Standardabweichung 7,6 Jahre). In der Gruppe der jungen Chirurgen und Medizinstudenten waren im Mittel vier Monate (Standardabweichung 3 Monate) Erfahrung in der konventionellen Herzchirurgie zu verzeichnen.

Das Alter der Teilnehmer lag im Schnitt bei 36 Jahren, wobei der jüngste Teilnehmer 22 Jahre und der älteste 57 Jahre alt waren. Die Stichprobe setzte sich aus 18 Männern und 7 Frauen zusammen.

Tab. 2.1: Zusammensetzung der Stichprobe

	alle n=25	junge Chirurgen n=8	erfahrene Chirurgen n=12	Chirurgen tme n=5
Alter in Jahren Mittelwert (Standardabweichung)	36 (±8)	29 (±7)	39 (±8)	39 (±5)
Erfahrung in der konventionellen Herzchirurgie in Jahren Mittelwert (Standardabweichung)	7,4 (±6,9)	0,4 (±0,3)	11,5 (±7,6)	9,0 (±5,2)
Erfahrungen in der Telemanipulatorchirurgie in Jahren Mittelwert (Standardabweichung)				2,4 (±2,0)

2.2 Herzchirurgischer Telemanipulator

Die Versuche führten wir mit einem Telemanipulator durch, der innerhalb des SFB 453 vom Lehrstuhl für Robotik und Echtzeitsysteme der Technischen Universität München konstruiert wurde.

Bei dem in diesem Versuch verwendeten Telemanipulator handelt es sich um eine offene Plattform, die die Vorteile von bestehenden Systemen mit der Möglichkeit verbindet, Haptik zuzuschalten.

Der Telemanipulator setzt sich im Wesentlichen zusammen aus

- zwei ergonomischen, haptischen Eingabestellen,
- einer 3-D-Kamera,
- einem fixierten head mounted display (HMD),
- zwei Telemanipulatoren an deren Ende zwei Mikrogreifer befestigt sind.

Bei dem head mounted display handelt es sich um ein Gerät, das man wie eine Brille aufsetzt. Innen sind zwei Bildschirme angebracht. Die Position des Betrachters kann bei head mounted displays berechnet und das entsprechend passende Bild generiert werden, wenn der Betrachter z.B. durch eine Landschaft läuft. In unserem Aufbau wurde das head mounted display allerdings fest montiert. Der Betrachter sieht in das head mounted display, wie man in ein Mikroskop blickt. Es wurde fest montiert, da es einerseits für unseren Versuch keine Rolle spielt, wo genau der Betrachter sich befindet, andererseits weil es bequemer ist, das head mounted display nicht die gesamte Zeit über auf dem Kopf zu behalten. Der Träger des head mounted displays soll das Gefühl bekommen, direkt in der von den Bildschirmen abgebildeten Handlung präsent zu sein.

2.2.1 Aufbau des Telemanipulators

Der von uns verwendete Telemanipulator besteht aus zwei chirurgischen Manipulatoren, die jeweils von einem PHANTOM[®] 1.5 kontrolliert werden (SensAble Technologies, Inc., Woburn, MA, USA). Ein dritter Roboter der Firma Stäubli[®] Stäubli RX90 (Stäubli Faverges SCA, Frankreich) ist mit einer stereoskopischen Kamera ausgestattet (Richard Wolf GmbH, Knittlingen, Deutschland). Jeder Manipulator besteht aus einem KUKA[®] KR 6/2 Roboter (KUKA Roboter GmbH, Augsburg, Deutschland), der ein chirurgisches Instrument von Intuitive Surgical[®] trägt, wie Abb. 2.1 zeigt.

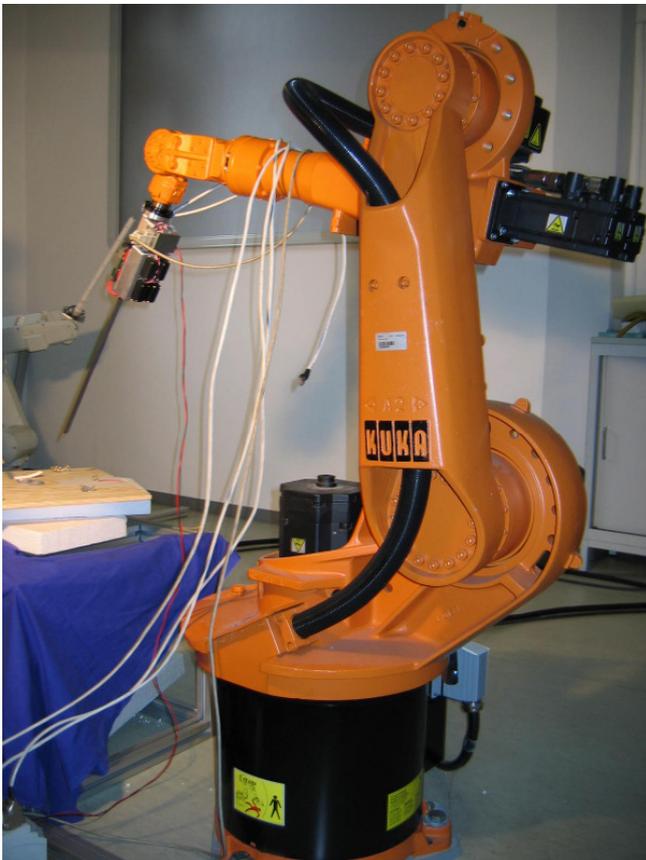


Abb. 2.1: KUKA Roboter mit chirurgischem Instrument

Der Telemanipulator verfügt über sechs Freiheitsgrade. Bei dem Manipulator handelt es sich um ein System, das unter kartesischer Kontrolle steht und dessen Position exakt definiert werden kann. Ein magnetischer Schalter wurde als Adapter entwickelt, um das verwendete Instrument mit dem Telemanipulatorarm zu verbinden. Dieser Schalter hat

zudem eine Schutzfunktion, damit die Bewegungen des Instruments nicht weiter ausgeführt werden, wenn extrem hohe Kräfte an den Instrumenten während der Interaktion im Thorax auftreten.

Ein spezieller Adapter verbindet den Telemanipulator mit den Instrumenten. Um die Instrumente zu kontrollieren, sind Servomotoren an jedem Antriebsrad angebracht, was eine erschütterungsfreie Instrumentenbewegung garantiert.

Der modulare Charakter dieses Setups vereinfacht eine Anpassung des Systems an technische Verbesserungen, wie zum Beispiel modifizierte chirurgische Instrumente [58, 73, 66].

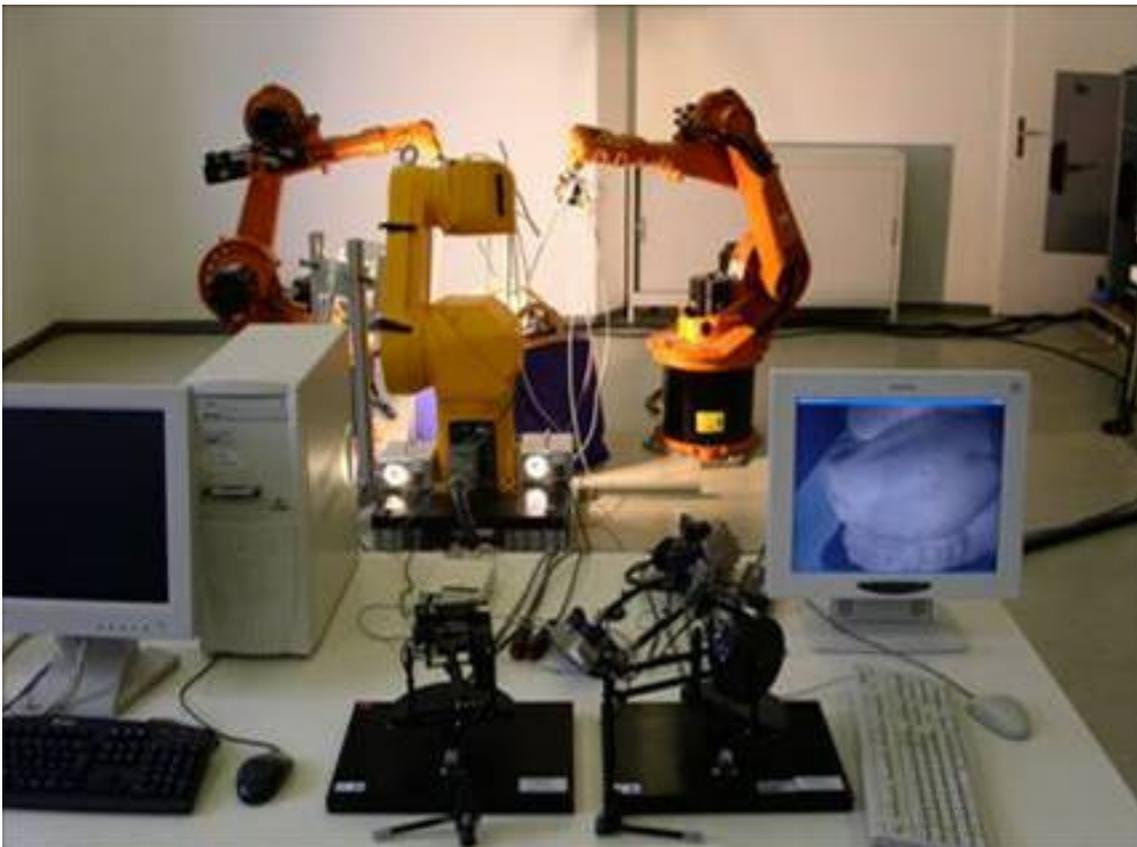


Abb. 2.2: Zwei Manipulatoren stehen sich gegenüber (orange), davor ist eine Kamera (gelb) platziert. Im Vordergrund befindet sich der Arbeitsplatz mit den Eingabegeräten, dem head mounted display und zusätzlichen Bildschirmen, auf denen für die Versuchsleiter das Geschehen im OP-Feld sichtbar wird.

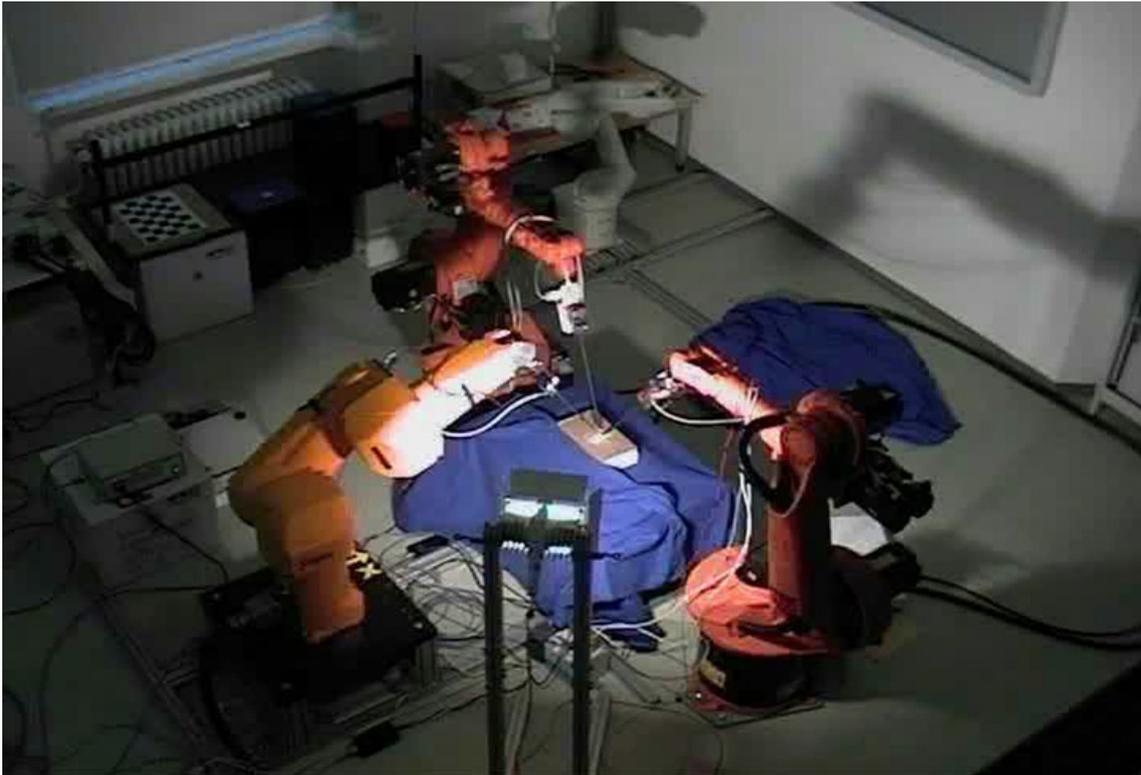


Abb. 2.3: Der Versuchsaufbau von oben: gegenüberstehend die 2 Telemanipulatoren mit den Instrumenten, links der Roboter mit 3-D-Endoskop

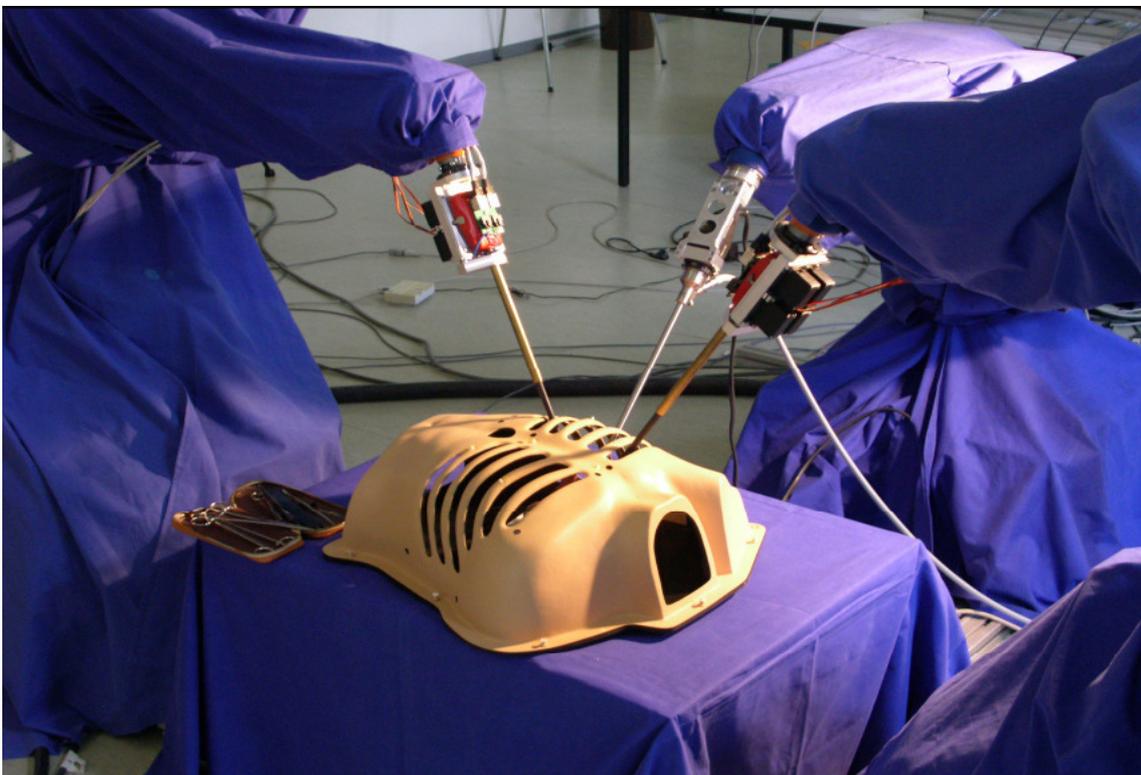


Abb. 2.4: Der Trainingsthorax mit zwei haptischen Instrumenten und dem 3-D-Endoskop

2.2.2 Telemanipulatorarm und Instrumente mit force feedback

In diesem Aufbau wurden modifizierte Instrumente des da Vinci[®] Systems verwendet.

Die chirurgischen Instrumente sind mit drei Freiheitsgraden ausgestattet. Ein Mikrogreifer am distalen Ende des Schafts kann rotiert werden und eine Anpassung von Nick- und Gierwinkel ist möglich. Der Nickwinkel (Pitch Angle) bezeichnet die Drehbarkeit des Greifers um die y-Achse. Bei der Änderung des Gierwinkels (Yaw Angle) kann das Gieren, also das drehen, um die z-Achse feinjustiert werden.



Abb. 2.5: Der Mikrogreifer am distalen Ende des haptischen Instruments

Da der Schaft der chirurgischen Instrumente aus Carbon besteht, welches nicht verwindungssteif ist, müssen die Kraftsensoren sehr sensitiv und exakt funktionieren. Es wurden Dehnmessstreifen als Vollbrücken in jede Krafrichtung an das distale Ende des Instrumentes nahe dem Greifer angebracht, um die Kräfte während der Operation möglichst realistisch darzustellen.

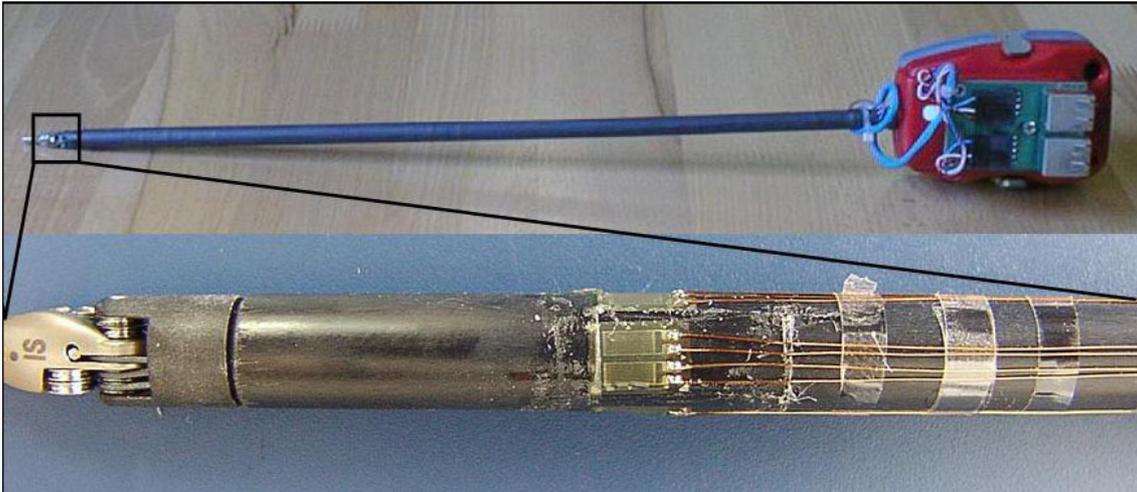


Abb. 2.6: Modifiziertes da Vinci[®] Instrument mit Dehnmessstreifen und Schutzummantelung oben

Die Signale des Sensors werden verstärkt und an ein PC-System übermittelt. Weil die direkten Messungen des Sensors mit Störungen verbunden sind, ist ein Glättungsfilter installiert, um die Ergebnisse zu stabilisieren [58, 66].

2.2.3 Steuerkonsole

An der Eingabekonzole sitzt der Chirurg und steuert den Telemanipulator über die Eingabegeräte, PHANTOMS[®] (SensAble Technologies Inc.), die wie Griffel in der Hand liegen und ähnlich wie eine Pinzette geöffnet oder geschlossen werden können. Über diese PHANTOMS[®] werden die Mikrogreifer am Schaftende des Instruments gesteuert [Abb.2.7]. Die Besonderheit der PHANTOM[®] Eingabestelle ist die Fähigkeit, Kräfte an den Benutzer mit Hilfe kleiner Servomotoren zurückzumelden. Da die Position und Orientierung des Instrumentes bekannt ist, können die auftretenden Kräfte in das Koordinatensystem des PHANTOMS[®] zurücktransformiert werden.

Die Servomotoren steuern die Griffel in eine bestimmte Richtung während der Anwender den Griffel festhält. Dies vermittelt den Eindruck, dass die Kräfte, die auf das endoskopische Instrument wirken, auch auf die Griffel wirken, die der Benutzer in den Händen hält. D.h. wenn der Benutzer seine Hände so bewegt, dass die endoskopischen Instrumente auf einen Widerstand stoßen, dann vermitteln die Servomotoren an den Hän-

den in der Eingabestelle einen Kräfteindruck durch die Bewegung der Griffel, indem die Griffel derart bewegt werden, dass der Anwender an der Eingabekonsole das Gefühl bekommt, die Griffel und die endoskopischen Instrumente können nicht weiterbewegt werden. Eine solche Bewegung der Griffel sieht so aus, dass sie sich in die Richtung nicht weiterbewegen lassen, in der der Widerstand sich befindet. Auf diese Weise bekommt der Benutzer den Eindruck von direkter haptischer Immersion.

Diese Version des PHANToMs[®] ermöglicht Kraftaufzeichnung in jede Richtung, ein Drehmoment der Instrumente kann nicht rückgemeldet werden [58].

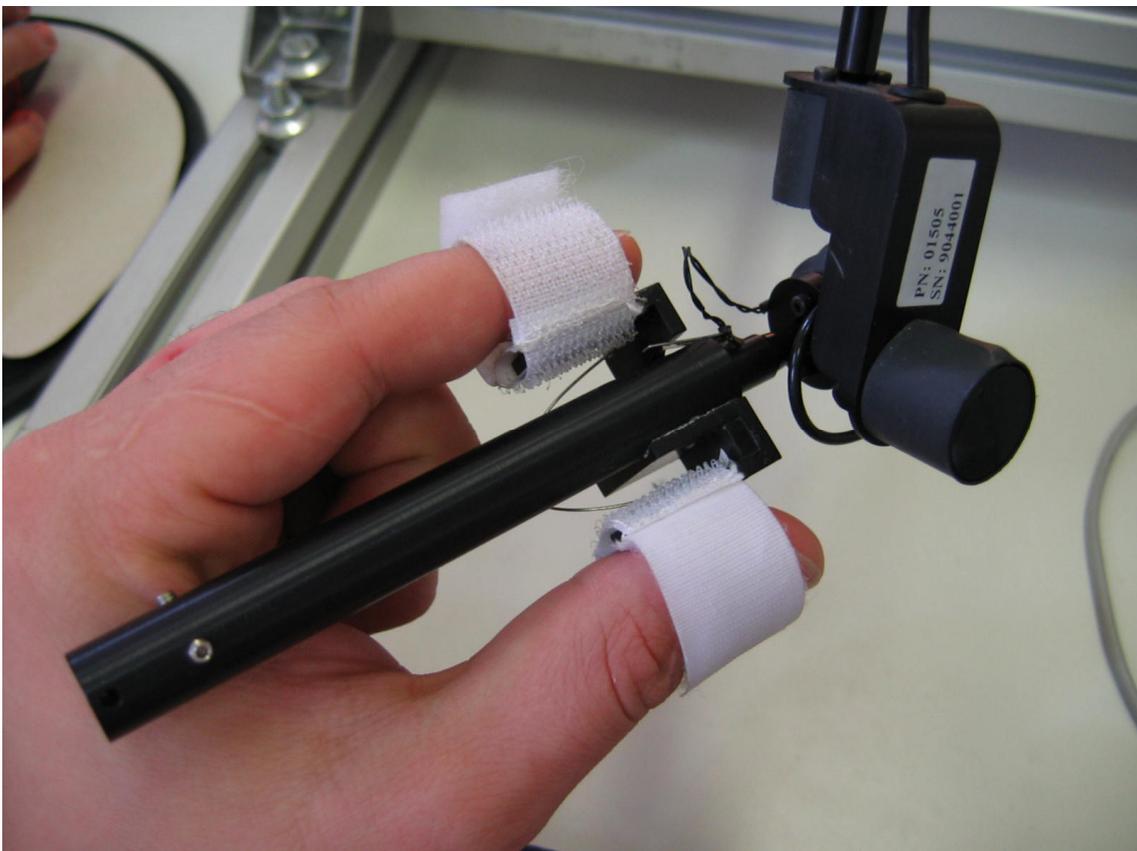


Abb.2.7: Daumen und Zeigefinger halten den Griffel fest. Ein Zusammendrücken von Daumen und Zeigefinger bewirkt ein Schließen der Instrumente.



Abb.2.8: Das Eingabegerät PHANToM®

2.2.4 3-D-Kamera und head mounted display

Da visuelle Informationen über die Versuchsanordnung nur über die Kamera erhältlich sind, ist ein Tiefeneindruck notwendig. Daher wird in diesem Aufbau ein Stereoendoskop (Richard Wolf GmbH, Knittlingen, Deutschland) verwendet, das an einen dritten Roboter vom Typ Stäubli RX90 (Stäubli Faverges SCA, Frankreich) befestigt ist.

Hiermit kann bei Bedarf eine automatische Kameranachführung erfolgen, die voll autonom ist und somit eine optimale Sicht auf den Situs gewährleistet. In unserem Aufbau blieb die Kamera fixiert. Die Bilder der Stereokamera werden an ein head mounted display (HMD) übertragen, das Bestandteil der Eingabekonsolle ist [58]. Das head mounted display ist in unserem Versuchsaufbau fest montiert und wird nicht direkt am Kopf getragen.



Abb. 2.9: Fixiertes head mounted display

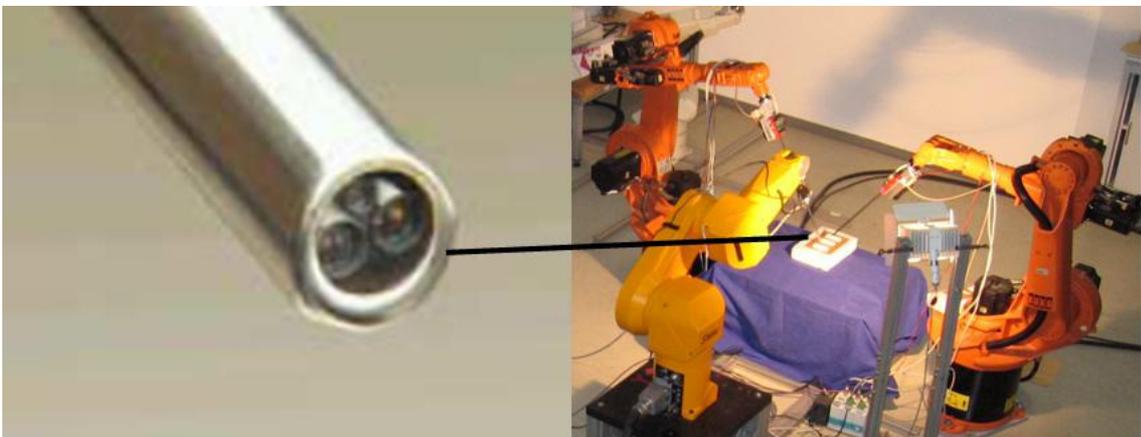


Abb. 2.10: Telemanipulator mit daran befestigtem Stereoendoskop

2.3 Skalierung der Haptik

Um die Krafrückmeldung in unserem Versuch der menschlichen Wahrnehmungsleistung anzupassen, wurde am Institut für Arbeitswissenschaften der Universität der Bundeswehr München ein Vorversuch durchgeführt zur experimentellen Evaluierung der psychophysischen Skalierung statischer Kraft. Die Psychophysik beschäftigt sich mit der Beziehung von Stimulus und der im Menschen hervorgerufenen Empfindung. Hierbei ist für unseren Versuch das Konzept sensorischer Schwellenwerte von Interesse.

Der Wert, bei dem ein Reiz gerade noch wahrgenommen werden kann, wird als Absolutschwelle bezeichnet (point of equality, PSE oder Reizlimen, RL). Der gerade noch wahrnehmbare Unterschied ist die Unterschiedsschwelle (just notable difference JND oder Differenzlimen DL [40]). Die Absolutschwelle der 12 Teilnehmer betrug bei dem Vorversuch im Mittelwert 0,012N [33]. Werte unterhalb dieser Schwelle müssen nicht rückgemeldet werden, weil sie unterhalb der menschlichen Wahrnehmungsschwelle liegen.

Um dem Benutzer eine möglichst reale Krafteinschätzung zu erlauben, ist es nicht notwendig, Kräfte exakt zurückzumelden. Eine Krafrückmeldung in der Größenordnung der Unterschiedsschwelle ist hinreichend.

In dem Vorversuch stellte sich heraus, dass ein Teil der Gruppe eine 1:1 Krafrückkopplung nicht wahrnehmen konnte und erst bei einer 1:2 Skalierung eine Krafrückmeldung verspürte [32].

Diesen Ergebnissen trugen wir in der Versuchsdurchführung Rechnung, indem wir mit zwei verschiedenen Haptikeinstellungen arbeiteten. Bei der mit H1 bezeichneten Krafrückkopplung werden die entstehenden Kräfte 1:1 an den Anwender rückgemeldet. Bei der mit H2 bezeichneten Einstellung werden die Kräfte zweifach verstärkt an den Anwender rückgemeldet.

In unserem Versuchsaufbau wollten wir einerseits den Chirurgen tme, die möglicherweise einen verstärkten Krafteindruck bevorzugen, die zweifach verstärkte Krafrückkopplung anbieten. Andererseits galt es zu untersuchen, ob sich die Arbeitsweise bei unterschiedlichen Haptikeinstellungen unterscheidet, da die Frage der optimalen Skalierung der Haptik abhängig von der zu bearbeitenden Aufgabe nicht beantwortet ist [6].

2.4 Übungsaufgabe

Um alle Versuchsteilnehmer mit dem Telemanipulator vertraut zu machen, ging dem Hauptversuch eine 15-minütige Übungseinheit, bestehend aus drei Aufgaben, voraus.

Zuerst mussten farbige, weiche Pellets von einem Behälter in den anderen sortiert werden. Hierbei wurden die Versuchsteilnehmer gebeten, beide Hände gleichmäßig zu benutzen (Abb.2.11).

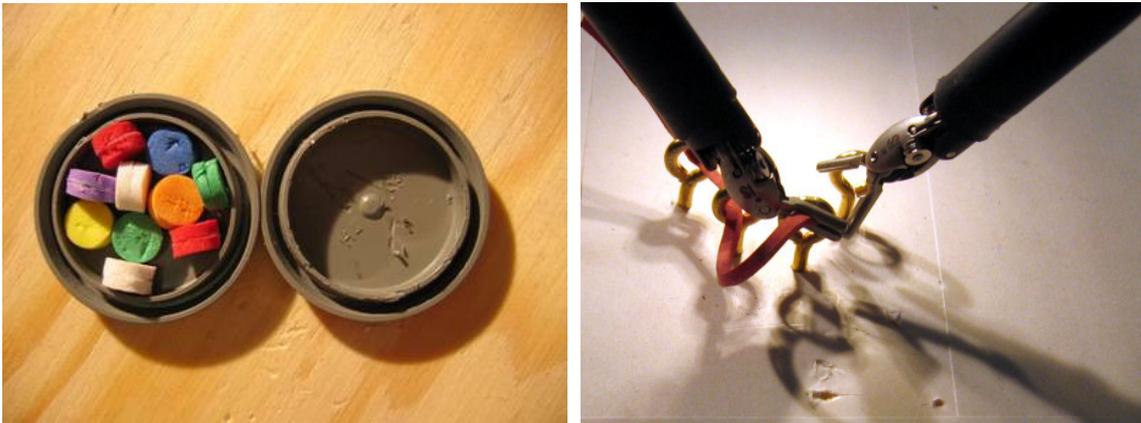


Abb. 2.11: Behälter mit farbigen weichen Pellets **Abb. 2.12: Elastischer Faden und vier Metallösen**

Danach galt es einen elastischen Faden gegen den Uhrzeigersinn durch vier Metallösen zu fädeln. (Abb.2.12)

Zuletzt wurde mit einem bereits vorgestochenen Faden (6-0 Prolene, Ethicon GmbH, Norderstedt / Glashütte, Deutschland) geknotet. Hierbei war die Zeit auf 10 Minuten begrenzt, die Knotenanzahl war nicht vorgegeben. Es war darauf zu achten, dass abwechselnd links – rechts geknotet und keine Luftknoten produziert wurden (Abb. 2.13).

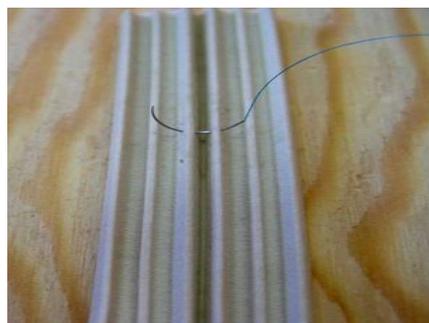


Abb. 2.13: Faden für Knotenvorübung

2.5 Hauptversuch

Die Aufgabe bestand aus drei Teilen.

1. Knoten
2. Faden zerreißen als Immersionstest
3. Ertasten von Stenosen

Die Aufgaben 1–3 wurden immer in dieser Reihenfolge durchgeführt. Dies geschah jeweils dreimal, einmal ohne Haptik (H0), bei einfach (H1) und bei zweifach (H2) verstärkter Haptik.

Tab. 2.2: Reihenfolge des Versuchablaufs

	H0, H1 oder H2	H0, H1 oder H2	H0, H1 oder H2
Vorübung	1. Durchgang Knoten Reißen Tasten	2. Durchgang Knoten Reißen Tasten	3. Durchgang Knoten Reißen Tasten

Um einen möglichen Lerneffekt auszuschließen, verwendeten wir in unserem Versuchsablauf eine vollständige quadratische Anordnung mit Messwiederholung [11]. Hierbei handelt es sich um ein Lateinisches Quadrat mit Messwiederholung (two-period crossover design) bezüglich des Faktors, von dem man Sequenzeffekte erwartet, hier die Reihenfolge der Darbietung der unterschiedlichen haptischen Feedback Bedingungen.

In Tabelle 2.4 ist ersichtlich, dass jedem Teilnehmer eine vorher definierte Reihenfolge der Haptik (A) dargeboten wurde. Auch die möglichen Abfolgen der Darbietung von Haptik wurden zuvor festgelegt, wie aus Tabelle 2.3 ersichtlich ist.

Tab. 2.3: Abfolgen der Reihenfolge der Darbietung des haptischen Feedbacks

Abfolge	Reihenfolge der Darbietung des haptischen Feedback		
A1	H0	H1	H2
A2	H1	H2	H0
A3	H2	H0	H1
A4	H2	H1	H0
A5	H0	H2	H1
A6	H1	H0	H2

Tab. 2.4: Reihenfolgebedingungen des haptischen Feedbacks für die einzelnen Versuchsteilnehmer

Reihenfolge der Haptik	A1	A2	A3	A4	A5	A6	Haptik der Übungsaufgabe
Teilnehmernummer	3	2	1	4	5	6	H0
	7	8	9	10	11	12	H2
	13	14	15	16	17	18	H0
	19	20	21	22	23	24	H2
		26					H0

Die Reihenfolge, in der die verschiedenen Haptikeinstellungen dargeboten wurden, hatte demzufolge keinen Einfluss auf die Ergebnisse. Ein möglicher Einfluss auf die Ergebnisse hätte z.B. ein Lerneffekt sein können, wenn jeder Teilnehmer immer zuerst ohne Haptik und zum Schluss mit der Haptik H2 gearbeitet hätte, dann wären für die Haptik H2 bessere Ergebnisse nur aufgrund des Lerneffekts gefunden worden. Da solche Effekte mit dieser Versuchsanordnung nun ausgeschlossen sind, können Verbesserungen oder Verschlechterungen aller Ergebnisse auf die jeweilige haptische Bedingung zurückgeführt werden.

2.5.1 Knoten

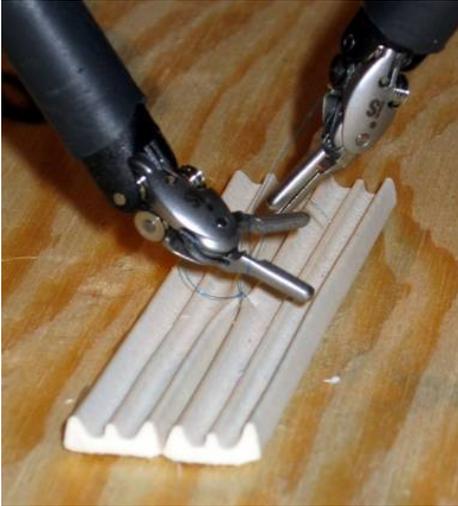


Abb. 2.14: Während der Knotenaufgabe

Innerhalb von 10 Minuten mussten die Teilnehmer so viele Knoten wie möglich durchführen. Hierbei sollte trotz des Zeitlimits sorgfältig gearbeitet werden. Auf Luftknoten wurde ebenso geachtet wie auf die korrekte Reihenfolge der Knoten. Wenn möglich waren die Teilnehmer angehalten immer die Reihenfolge links- rechts einzuhalten. Geknotet wurde mit einem 6-0 Prolene Faden (Ethicon GmbH, Norderstedt / Glashütte, Deutschland), der bereits in einem gewebeartigen Weichpolymer vorgestoichen war.

Es wurden Knotenanzahl, aufgewendete Kräfte, und das Zerreißen von Nahtmaterial registriert, sowie Bewegungsabläufe und die Geschwindigkeit der Bewegung analysiert.

Zusätzlich wurde die Traumatisierung der Umgebung bewertet, die durch das Bearbeiten der Versuchsplatten entstand. Als Traumatisierung zählten Druckstellen und Vertiefungen im umgebenden Gewebe ebenso, wie Luftknoten, ausgerissene Knoten und abgerissene Nadeln. Diese Parameter subsumieren wir unter der Variable „Summe der Zerstörungen“.

2.5.2 Immersionstest / Fadenreißen

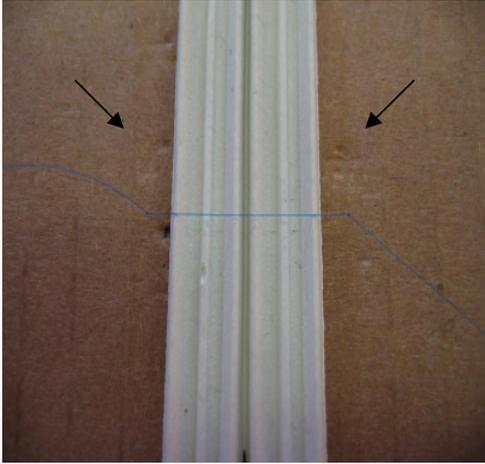


Abb. 2.15: Faden vorgelegt zum Zerreißen

Dieser Teil des Versuchs ist von besonderem Interesse, da er geeignet ist, das von uns verwendete Telemanipulatorsystem auf seine intakte Krafrückmeldung hin zu überprüfen.

In der Versuchsanordnung des Fadenreißen sollte der Versuchsteilnehmer an dem Faden ziehen, bis er glaubte, er würde gleich reißen. Zu diesem Zeitpunkt wurde die an den Greifern anliegende Kraft gemessen und der Versuchsteilnehmer aufgefordert, weiterzuziehen, bis der Faden zerreißt.

Die Differenz zwischen der Kraft, die für das tatsächliche Zerreißen des Fadens nötig war und der Kraft, bei der der Versuchsteilnehmer glaubte der Faden würde gleich reißen, wird als Differenzkraft bezeichnet. Diese Differenzkraft ist ein Maß für das Telepräsenzempfinden des Versuchsteilnehmers. Je geringer die Differenzkraft ist, desto besser schätzt er seinen eigenen Kraftaufwand ein, und umso besser ist seine Fähigkeit die Situation im OP Feld genau zu beurteilen, d.h. unbeabsichtigte Fadenrisse zu vermeiden. Auch hierfür wurde wieder der in der Herzchirurgie oft eingesetzte nicht resorbierbare 6-0 Prolene Faden aus Polypropylen verwendet.

2.5.3 Detektion von Stenosen



Abb. 2.16: In dieses Kunststoffgewebe waren die darunter abgebildeten Drähte eingebracht. Es konnte kurze, lange oder keine Stenosen geben.

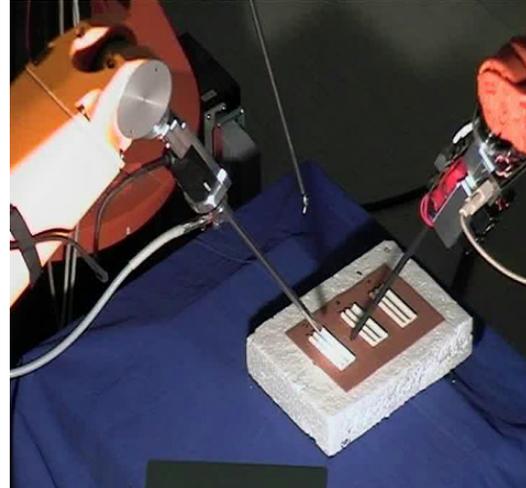


Abb. 2.17: Mikrogreifer während der Detektion.

In einen gewebeähnlichen Kunststoff sind Stenosen eingebracht worden. In jedem Durchgang mussten drei Gefäße auf Stenosen überprüft werden. Es existierten drei mögliche Diagnosen: kurzstreckige Stenose, langstreckige Stenose, keine Stenose. Bei der Versuchsanordnung wurde darauf geachtet, dass es optisch nicht möglich ist, eine Aussage zu treffen. Bei der Detektion der Stenosen wurde sowohl die aufgewendete Kraft aufgezeichnet, als auch die Richtigkeit der Angaben überprüft und die benötigte Zeit festgehalten.

2.5.4 Auswertung des Hauptversuchs

Zur Auswertung unseres Versuchs standen uns zur Verfügung:

- die Videoaufzeichnung des gesamten Versuchs und der Übungsaufgabe,
- die Objektplatten der Versuchspersonen,
- ein umfangreicher Datensatz über die anliegenden Kräfte in den Greifern, die während des gesamten Versuchs alle 10 ms aufgezeichnet wurden. Anhand dieser Kraftaufzeichnungen sind jedem Ereignis, wie zum Beispiel einem Knotenaustriss oder dem Zuziehen eines Knotens exakte Kraftwerte zuzuordnen.

2.6 Variablen

Anhand des Versuchaufbaus haben wir folgende Variablen erhoben:

1. Immersionstest

- (1) Differenzkraft beim Fadenriss / Validierung des Setups

2. Knotenaufgabe

- (2) Maximal aufgetretene Kräfte beim Knoten
- (3) Kräfte beim Knoten, die Zerstörung verursachen
- (4) Kräfte beim Knoten in der dominanten und nicht-dominanten Hand
- (5) Kraft beim Zusammenziehen des Knotens
- (6) Anzahl der Knoten
- (7) Summe der Zerstörungen, die wir als Zerstörungsvariable zusammenfassten
- (8) Geschwindigkeit, mit der die Greifer bedient wurden
- (9) die Koordination des Bewegungsablaufs

3. Detektionsaufgabe

- (10) Fehler bei Detektion
- (11) Zeit für Detektion
- (12) Kraftaufwendung für Detektion

4. Fragebogen

- (13) Alter
- (14) Geschlecht
- (15) Erfahrung in der Herzchirurgie
- (16) Erfahrung in der telemanipulatorgestützten Herzchirurgie
- (17) Rechtshänder oder Linkshänder
- (18) Bevorzugung des haptischen Feedbacks H1 oder H2
- (19) Kommentare, Verbesserungsvorschläge

Diese Variablen wurden folgendermaßen erarbeitet:

2.6.1 Beim Immersionstest / Fadenreißen erhobene Variablen

(1) Immersion

Die Qualität der Immersion bzw. des Telepräsenzempfindens lässt sich mit Hilfe des Fadenreißen überprüfen. Weiterhin überprüft dieser Versuch, ob der von uns verwendete Telemanipulator geeignet ist, diese Fragestellung zu beantworten. Wenn es gelingt, dass die Zuschaltung von Haptik zu einem besseren Telepräsenzempfinden führt, dann kann mit diesem Aufbau der Stellenwert von Haptik untersucht werden.

Je geringer die Differenzkraft zwischen vermutetem und tatsächlichem Riss ist, desto realistischer kann man einschätzen, wann der Faden reißt. Diese Differenzkraft ist ein Maß für das Telepräsenzempfinden / Immersion.

Der von der Versuchsperson vermutete Zeitpunkt des Fadenrisses wurde mit einer Stoppuhr registriert und hinterher in den Graphiken für den Kraftverlauf aufgesucht, dann wurde die diesem Zeitpunkt zuzuordnende Kraft abgelesen und die Differenz zur tatsächlichen Reißkraft berechnet. Abbildung 2.18 zeigt den Kraftverlauf beim Zerreißen des Fadens.

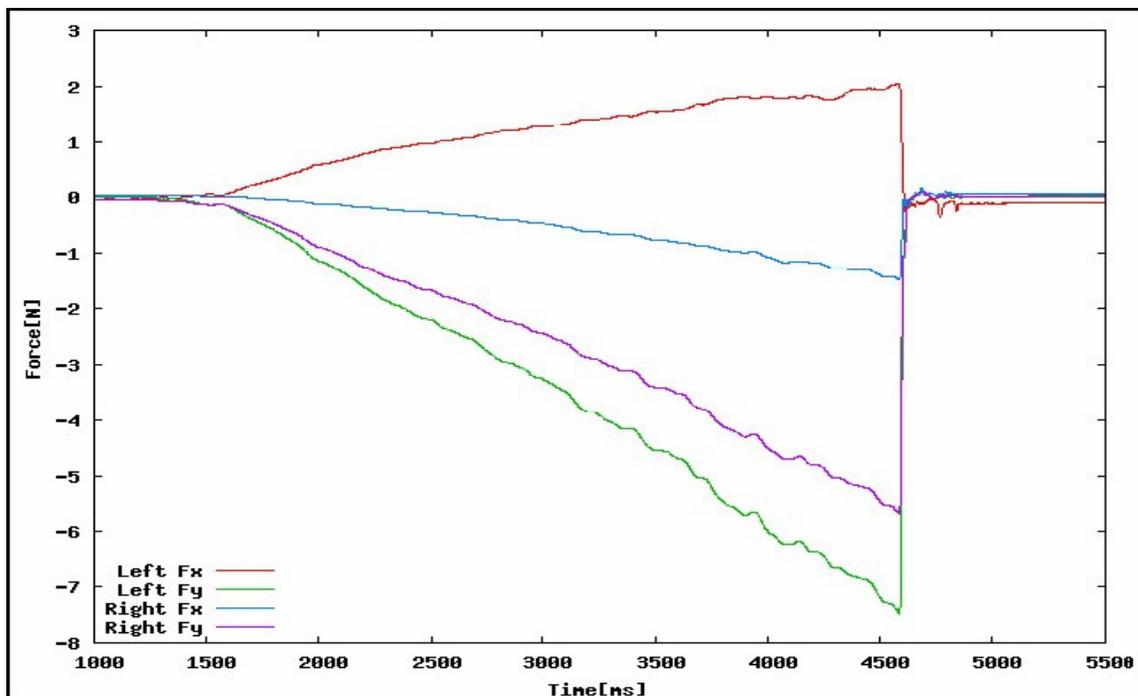


Abb.2.18: Kraftverlauf beim Fadenriss. Bei 4500 ms reißt der Faden. Zwischen 1500 ms und 4500 ms dehnt sich der Faden. Beim Riss des Fadens liegen im linken Greifer Kräfte von 2 N in x-Richtung und -7,8 N in y-Richtung an, sowie im rechten Greifer -1,3 N in x-Richtung und -5,9 N in y-Richtung.

2.6.2 Bei der Knotenaufgabe erhobene Variablen

Bei der Knotenaufgabe wurde kontinuierlich alle 10 ms die anliegende Kraft getrennt in beiden Greifern aufgezeichnet. Mit der Graph- und Analysesoftware Origin 7.5 (ORIGINLab Corp.) haben wir den Verlauf der Kräfte über die Zeit in einem Punkt-Linien-Diagramm dargestellt. Die Abbildung 2.19 zeigt exemplarisch einen Ausschnitt aus einem Kraftverlauf, wie er während des Knotens aufzuzeichnen war.

Das Videomaterial analysierten wir, indem wir den genauen Zeitpunkt notierten, zu dem ein Knoten gemacht wurde oder zu dem eine Gewebezerstörung stattfand. Diesen Zeitpunkt suchten wir in dem Kraft-Zeit-Diagramm auf und konnten genau die dem Ereignis zugehörige Kraft in Newton ablesen. Weiterhin untersuchten wir den Kraftverlauf in der dominanten und nicht-dominanten Hand, sowie Maximalkräfte.

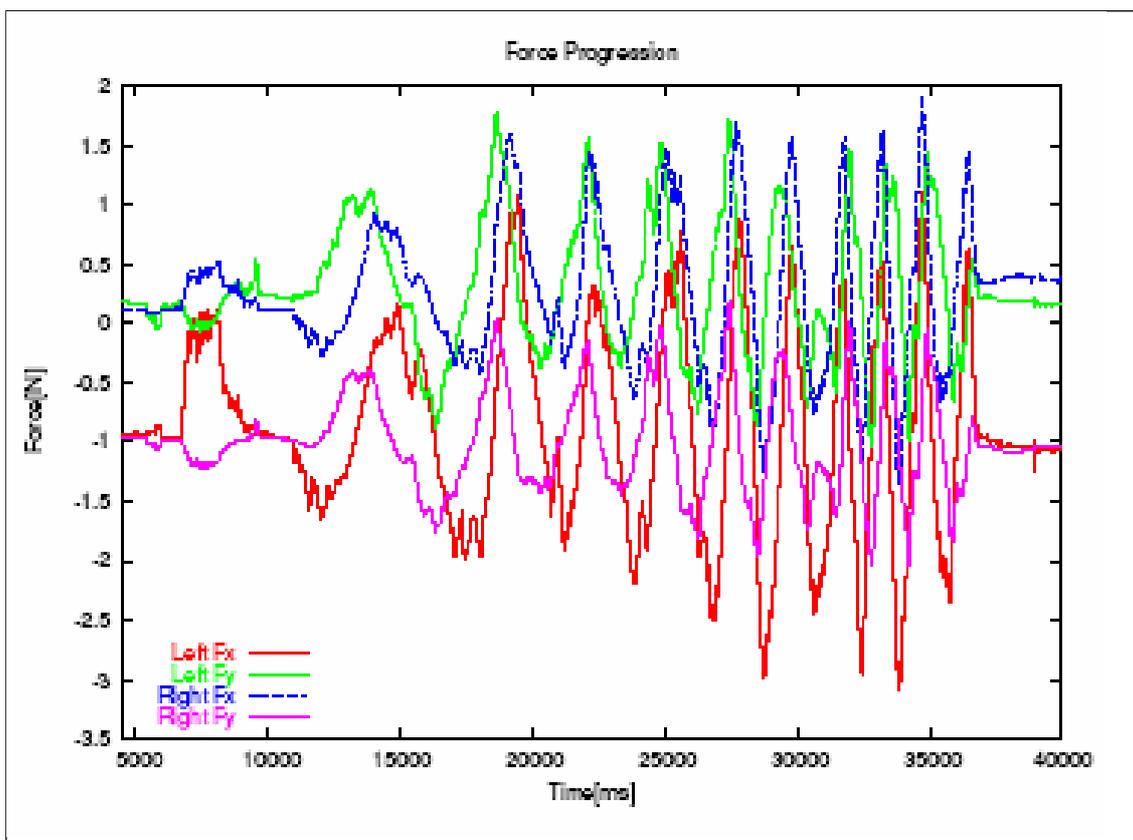


Abb. 2.19: Kraftverlauf während des Knotens. Die Kraftpeaks folgen schneller aufeinander, weil der Faden während des Knotens kürzer wird.

Die erhobenen Variablen im Überblick:

- (2) Maximal aufgetretene Kräfte
- (3) Kräfte, die Zerstörung verursachen
- (4) Kräfte in der dominanten und nicht-dominanten Hand
- (5) Kraft beim Zusammenziehen des Knotens

Mittels mitgeschnittener Videos konnte die Bearbeitungsqualität bewertet werden. Hierunter fassen wir zusammen:

- (6) die Anzahl der Knoten
- (7) die Summe der Zerstörungen, die wir als Zerstörungsvariable definieren. Hierunter fallen Löcher, angerissenes oder ausgerissenes Material sowohl in dem gewebeartigen Polymer, als auch in dem Trägermaterial (Pappe). Ausgerissene Knoten zählen ebenso dazu. Die Summe der Zerstörung konnte außer durch die Videoanalyse auch noch durch die direkte Untersuchung der Objektplatten verifiziert werden.

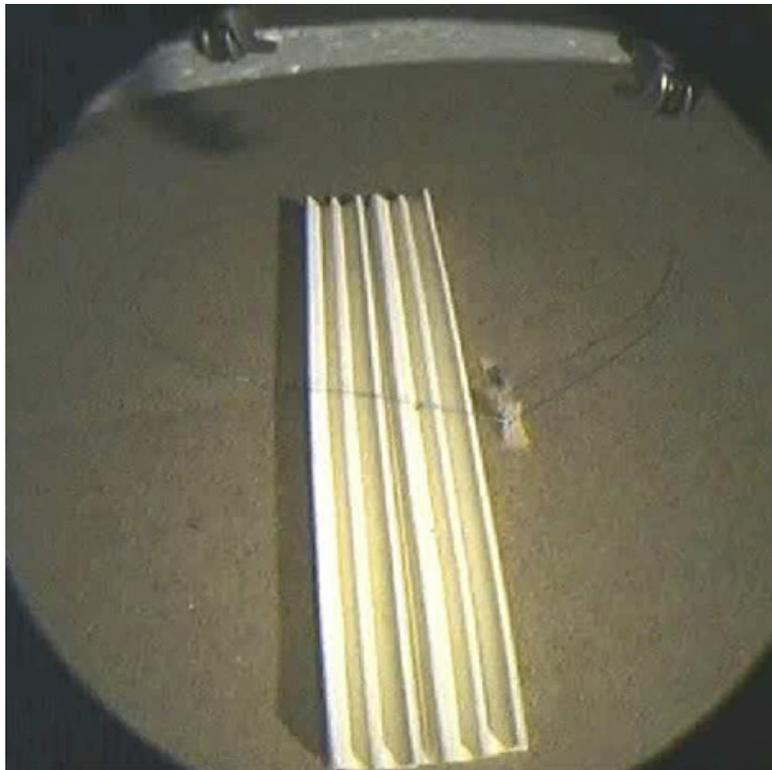


Abb. 2.20: Ausgerissener Knoten liegt neben dem Kunststoffgewebe.

Des Weiteren wurde in der Videoanalyse die Handhabung des Systems bewertet, indem wir

- (8) die Geschwindigkeit, mit der die Greifer bedient wurden, folgendem Notensystem zuordnen:

Geschwindigkeit der Bewegung in Noten von 1 bis 4	
1	Bewegungen werden schnell und sicher ausgeführt
2	Bewegungen sind zügig, geraten aber bisweilen ins Stocken
3	langsame, sehr zögernde Handhabung
4	sehr lange Pausen zwischen zögernden Bewegungen

- (9) Die Koordination des Bewegungsablaufs wurde in Noten von 1 bis 4 klassifiziert:

Koordination des Bewegungsablaufs in Noten von 1 bis 4	
1	sehr gute Koordination, Bewegungsablauf ist durchgehend flüssig
2	befriedigende Koordination, Bewegungen sind meistens fließend, werden aber gelegentlich abgesetzt
3	ausreichende Koordination, Bewegungen sind meistens stockend und abgesetzt
4	ungenügende Koordination, keine flüssigen Bewegungen erkennbar

2.6.3 Bei der Detektionsaufgabe erhobene Variablen

Bei der Detektionsaufgabe werden folgende Variablen erhoben:

- (10) Detektion der Stenose: Es gibt drei mögliche Versuchsergebnisse. Wurde die Länge der Stenose richtig erkannt?
- (11) Zeit: Wie viel Zeit verging, bis die Versuchsperson sich ihres Ergebnisses sicher war?
- (12) Kraft: Mit wie viel Kraftaufwand wurde detektiert, um zu einem Ergebnis zu gelangen? Abbildung 2.21 zeigt einen für die Detektion typischen Kraftverlauf. Aus den auftretenden Kräften wurde der Median gebildet.

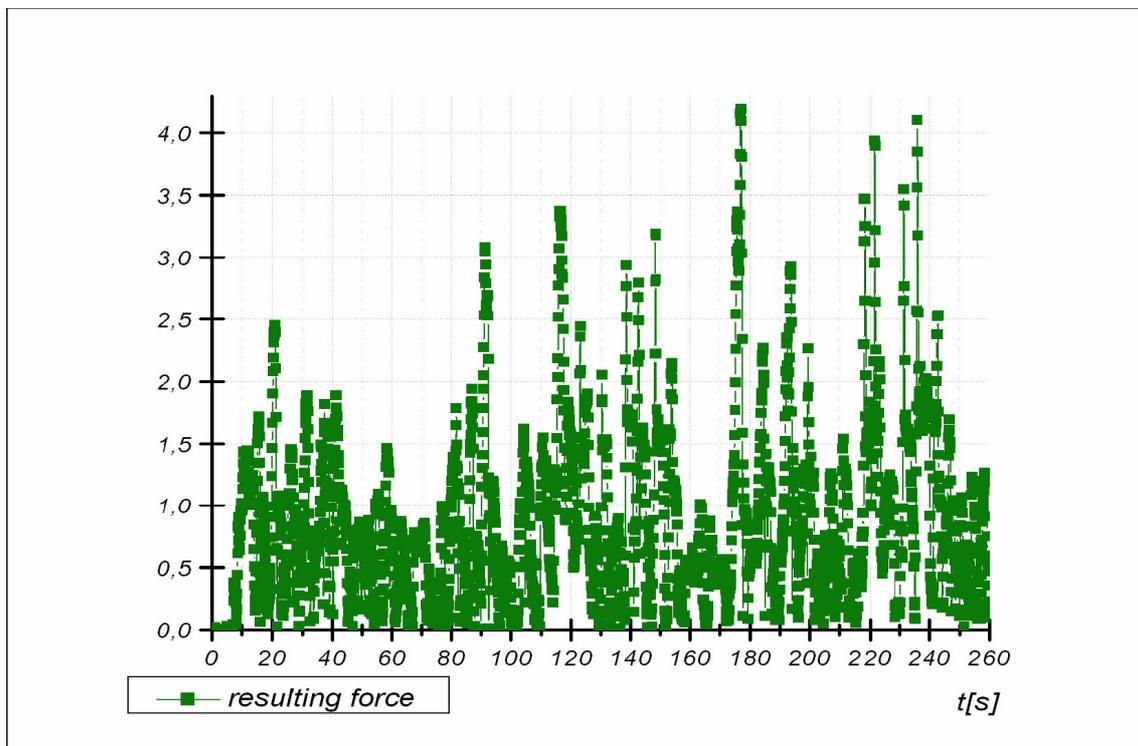


Abb. 2.21: Kraftverlauf in einem Greifer während der Detektion von simulierten Gefäßstenosen.

2.6.4 Fragebogen

Nach Beendigung des Versuchs wurden von jedem Teilnehmer folgende Daten erhoben:

- (13) Alter
- (14) Geschlecht
- (15) Erfahrung in der Herzchirurgie
- (16) Erfahrung in der telemanipulatorgestützten Herzchirurgie
- (17) Rechtshänder oder Linkshänder
- (18) Bevorzugung des haptischen Feedbacks H1 oder H2

2.7 Statistik

Sind die Daten überwiegend nicht-normalverteilt, wie dies bei den Daten der Knotenaufgabe der Fall ist, so werden nicht-parametrische Testverfahren angewendet.

Um herauszufinden, ob es einen Unterschied in der Bearbeitung der Aufgaben unter den drei verschiedenen haptischen Bedingungen gibt, wird zunächst der Friedman-Test angewendet. Wenn der Friedmann-Test nicht signifikant ist, d.h. $p > 0,05$, dann gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen den drei untersuchten Bedingungen.

Ist der Friedman-Test signifikant, d.h. $p < 0,05$, und somit ein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen erkennbar, so folgt der Wilcoxon-Test für den paarweisen Vergleich. Mit dem Wilcoxon-Test lässt sich zeigen, welche zwei der Bedingungen sich signifikant voneinander unterscheiden.

Um zu überprüfen, ob die Erfahrung bei den erhobenen Variablen eine Rolle spielt, wurde zunächst der Kruskal-Wallis-Test angewendet. Wenn der Kruskal-Wallis-Test nicht signifikant ist, d.h. $p > 0,05$, dann ist kein signifikanter Unterschied innerhalb der drei Erfahrungsgruppen nachweisbar.

Wenn der Kruskal-Wallis-Test signifikant ist, d.h. $p < 0,05$, so folgt der Mann-Whitney-U-Test für den paarweisen Vergleich. Mit dem Mann-Whitney-U-Test lässt sich zeigen, welche Erfahrungsgruppen sich signifikant voneinander unterscheiden.

Die Auswertung der Rohdaten wurde stets doppelt und unabhängig voneinander ausgeführt, am Institut für Arbeitswissenschaften der Universität der Bundeswehr und am Deutschen Herzzentrum. Es finden nur Variablen Eingang in diese Evaluation, bei denen die Intraklassenkorrelation größer war als 0,8. Variablen, bei denen dies nicht erreicht wurde, konnten sich nicht für die Evaluation qualifizieren.

Die Werte für die Knotenaufgabe waren überwiegend nicht-normalverteilt. Deswegen haben wir die oben erwähnten statistischen Tests angewandt. Am Institut für Arbeitswissenschaften wurde die Detektion ausgewertet. Da hierbei die Werte überwiegend normalverteilt waren, wurden am Institut für Arbeitswissenschaften Multivarianzanalysen mit Messwiderholungen durchgeführt.

Die oben erwähnten statistischen Tests wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 13.0 (SPSS Inc[®]., Chicago, USA) durchgeführt.

3. Ergebnisse

Die Rohdaten der Evaluation sind in der Tab. 7.1: „Erhobene Variablen“ ersichtlich. Diese Tabelle befindet sich im Anhang.

3.1 Immersionstest zur Validierung des Setups, Differenzkraft

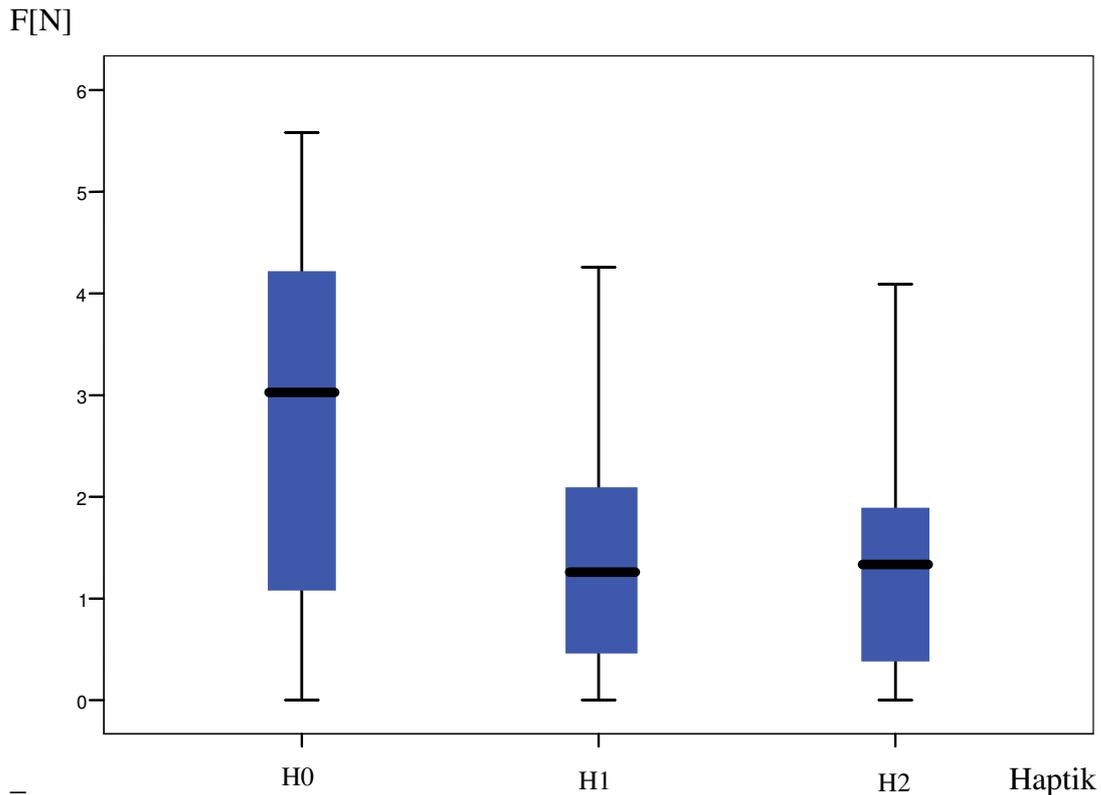


Abb. 3.1

Friedman-Test

$p = 0,042$ * $p < 0,05$: **signifikant**

Wilcoxon-Test:

$H_0:H_1 \rightarrow p = 0,024$ * $p < 0,05$

$H_0:H_2 \rightarrow p = 0,003$ * $p < 0,05$

$H_1:H_2 \rightarrow p = 0,716$ $p > 0,05$

Die Differenzkraft zwischen dem vermuteten und dem tatsächlichen Riss des Fadens ist bei Krafrückkopplung signifikant geringer als ohne Krafrückkopplung. Somit kann sowohl bei H1, als auch bei H2 besser beurteilt werden, wann der Faden reißt. Dabei gibt es keinen Unterschied zwischen H1 und H2.

3.2 Knotenaufgabe

3.2.1 Kräfte

Kräfte beim Knoten [N]

Kraft [N]

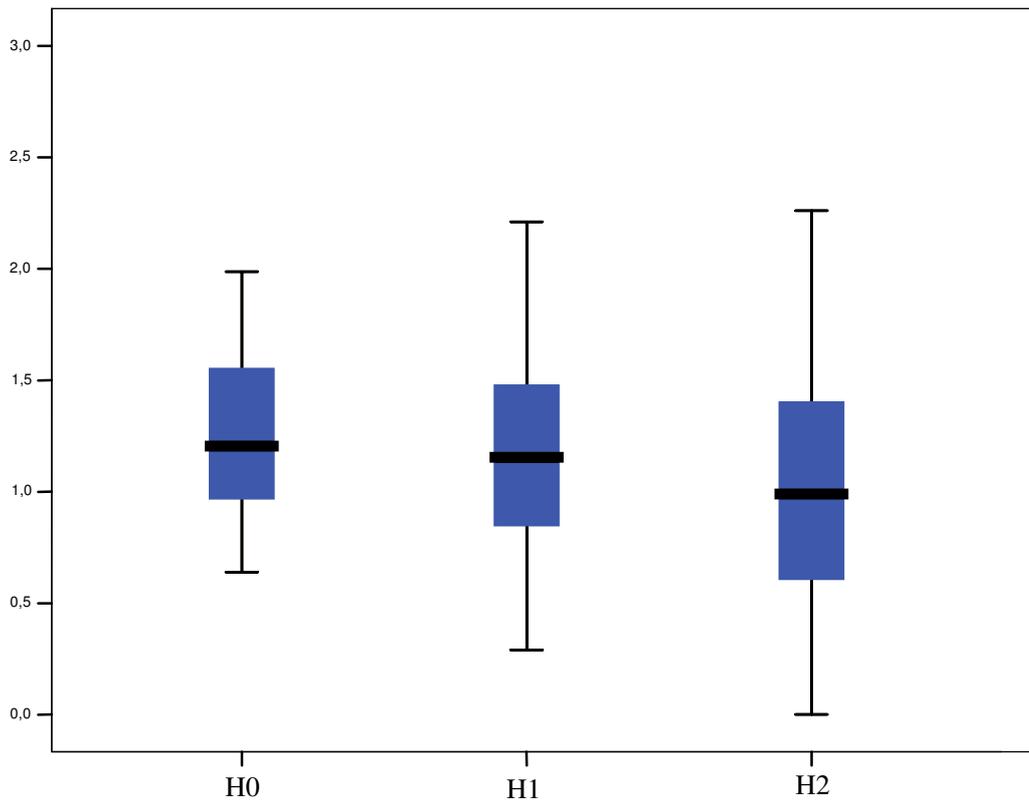


Abb. 3.2

Friedman-Test

$p = 0,223$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Die Kräfte beim Zuziehen der Knoten unterscheiden sich nicht signifikant.

Durchschnittlich aufgewendete Kraft in dominanter und nicht-dominanter Hand

Kraft [N]

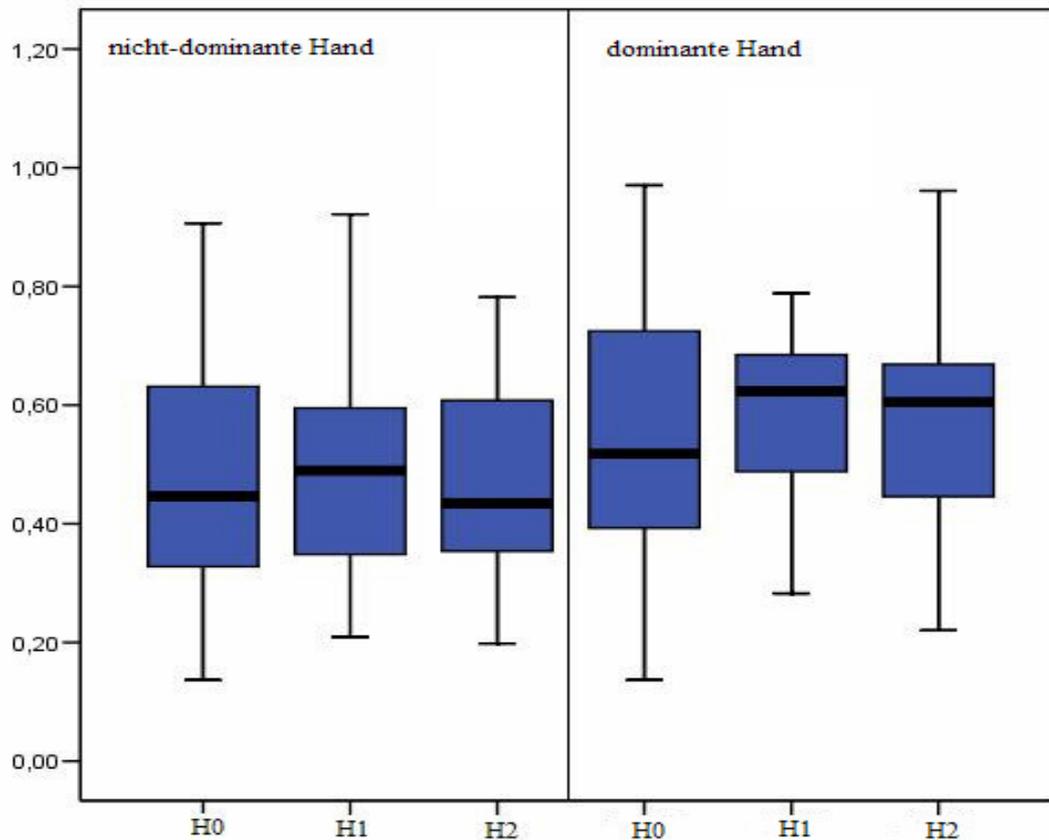


Abb. 3.3

Friedman-Test

$p = 0,392$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Bezüglich des Kraftaufwands während der Bearbeitung gibt es keinen Unterschied zwischen dominanter und nicht-dominanter Hand.

Maximal angewendete Kräfte während des Knotens

Kraft [N]

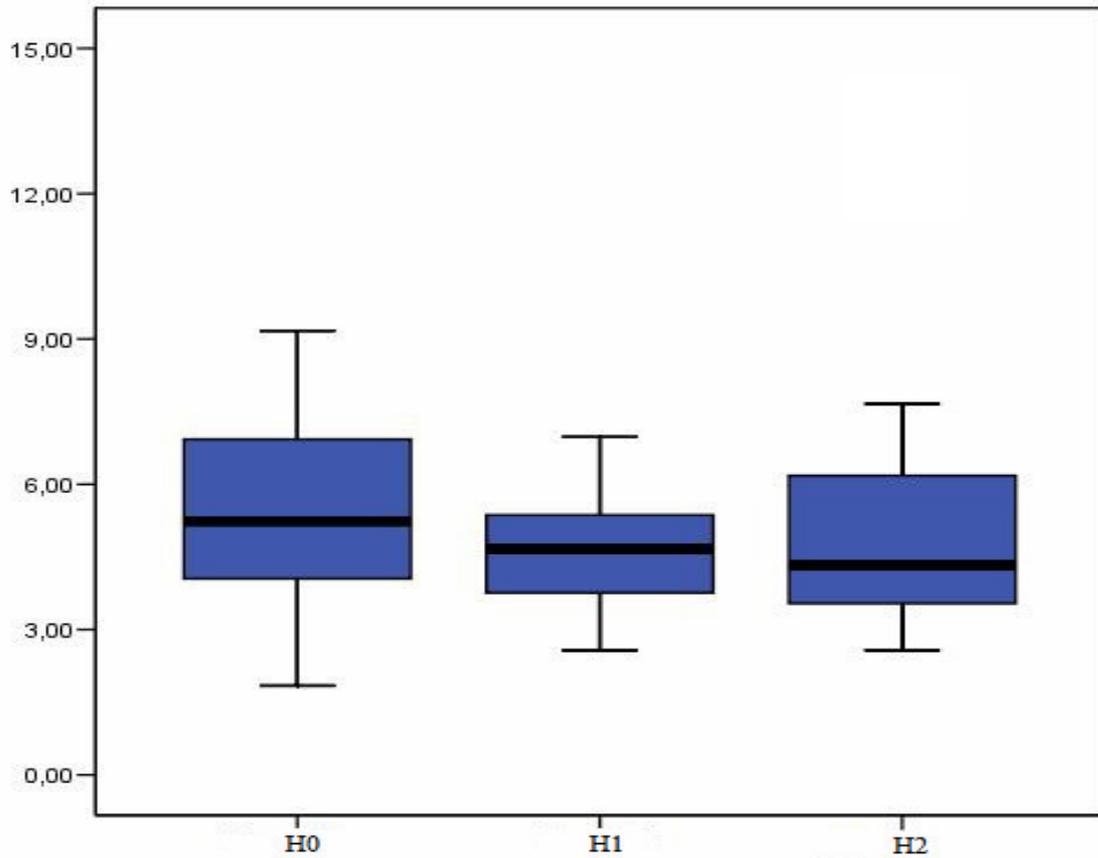


Abb. 3.4

Friedman-Test:

$p = 0,156$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Haptik beeinflusst die maximal aufgetretenen Kräfte während des Knotens nicht.

Summe der zerstörenden Kräfte

Kraft [N]

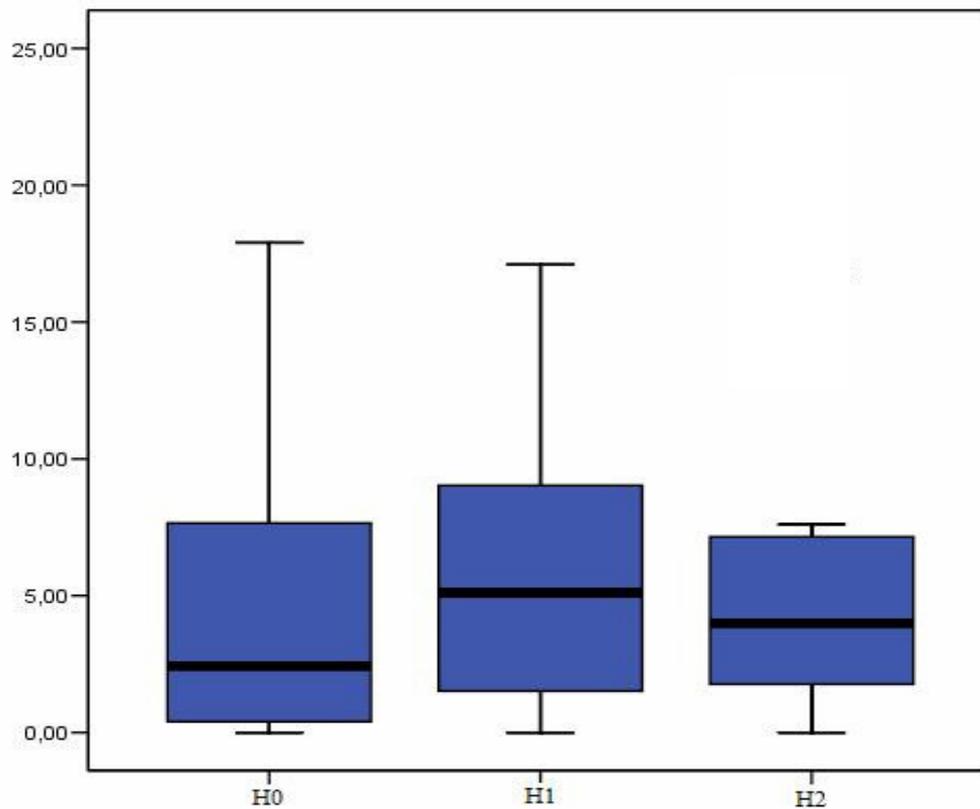


Abb. 3.5

Friedman-Test

$p = 0,806$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Mit Haptik wird mit genauso viel Kraft das Gewebe zerstört und daran gerissen wie ohne Haptik.

3.2.2 Bearbeitungsqualität

Summe der Gewebszerstörungen

[Σ]

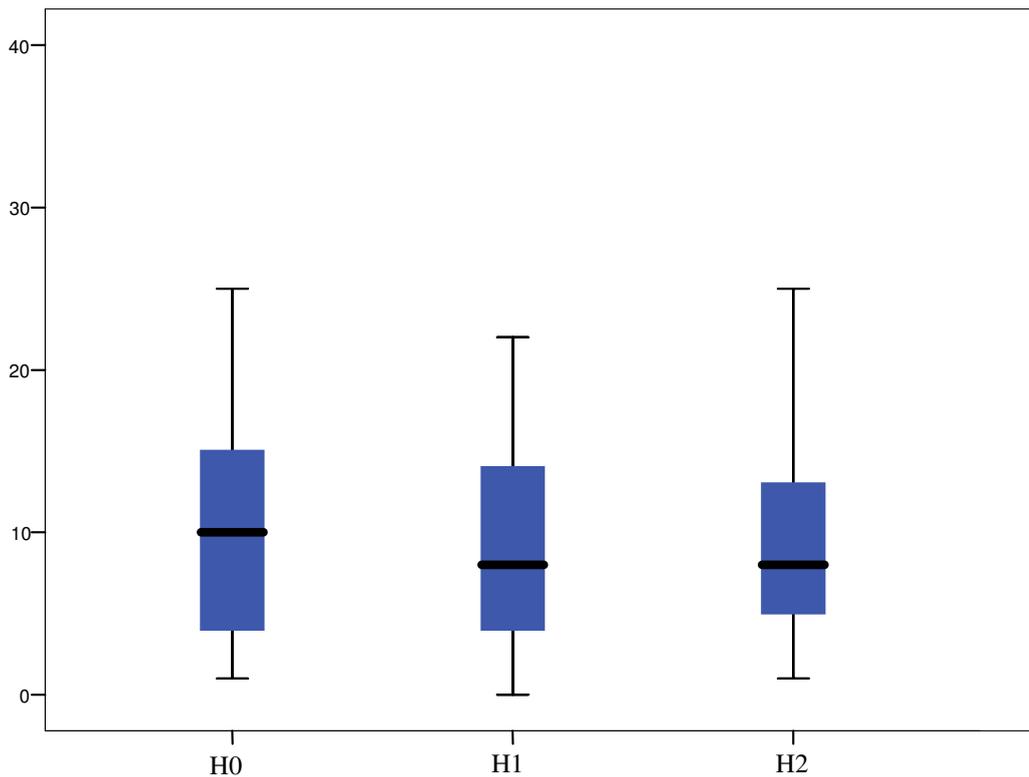


Abb. 3.6

Friedman-Test

$p = 0,99$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Die Summe der Gewebszerstörungen bleibt unbeeinflusst von Haptik.

Knotenanzahl

[Σ]

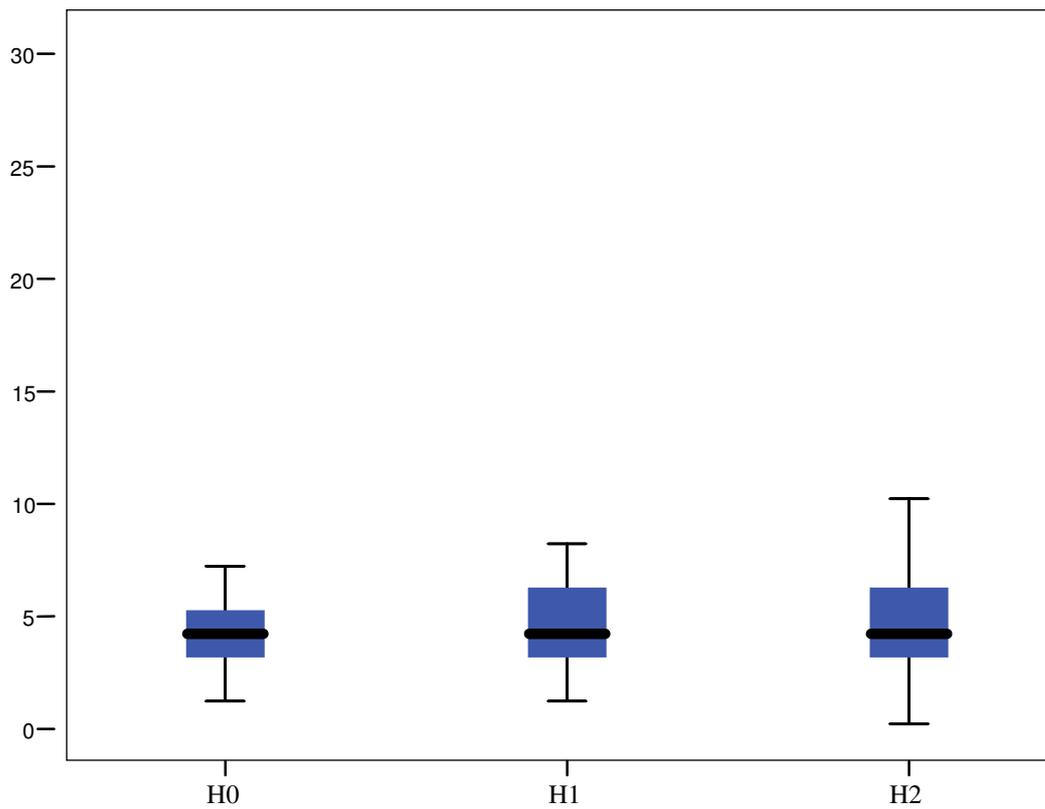


Abb. 3.7

Friedman-Test

$p = 0,62$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Mit Haptik kann nicht signifikant mehr geknotet werden.

3.2.3 Bewegungsablauf

Geschwindigkeit der Bewegung in Noten von 1 bis 4

1 = Bewegungen werden schnell und sicher ausgeführt

2 = Bewegungen sind zügig, geraten aber bisweilen ins Stocken

3 = langsame, sehr zögernde Handhabung

4 = sehr lange Pausen zwischen zögernden Bewegungen

Noten von 1 bis 4

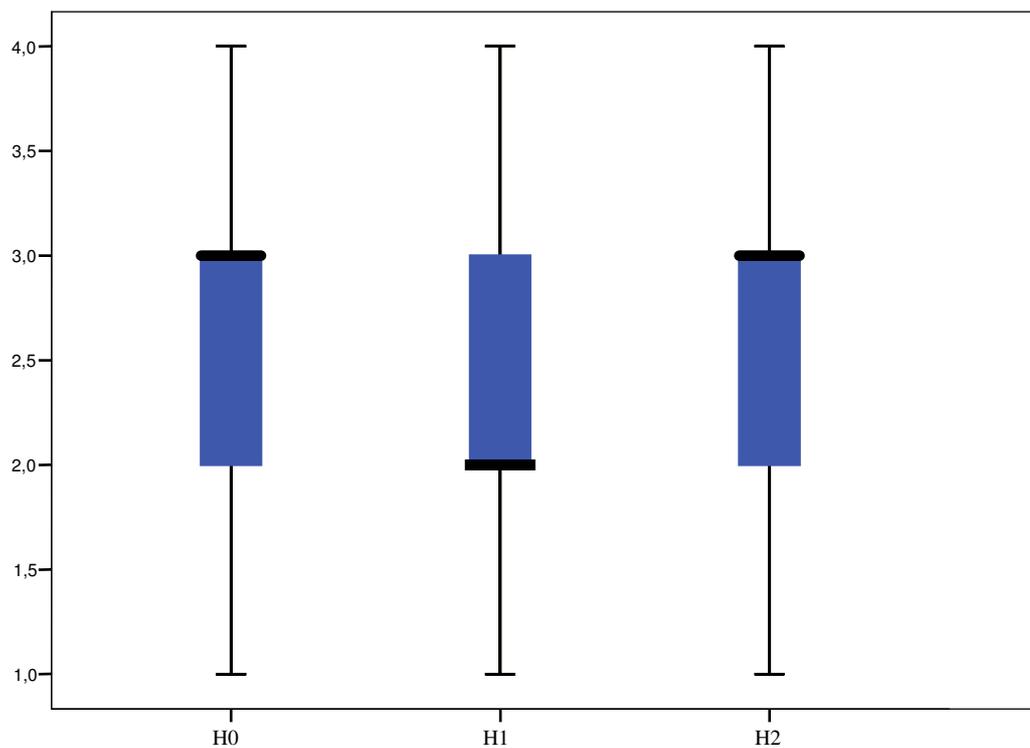


Abb. 3.8

Friedman-Test

$p = 0,27$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Unter Haptik wird die Bewegung nicht schneller.

Koordination des Bewegungsablaufs in Noten von 1 bis 4

1 = sehr gute Koordination, Bewegungsablauf ist durchgehend flüssig

2 = befriedigende Koordination, Bewegungen sind meistens fließend, werden aber gelegentlich abgesetzt

3 = ausreichende Koordination, Bewegungen sind meistens stockend und abgesetzt

4 = ungenügende Koordination, keine flüssigen Bewegungen erkennbar

Noten von 1 bis 4

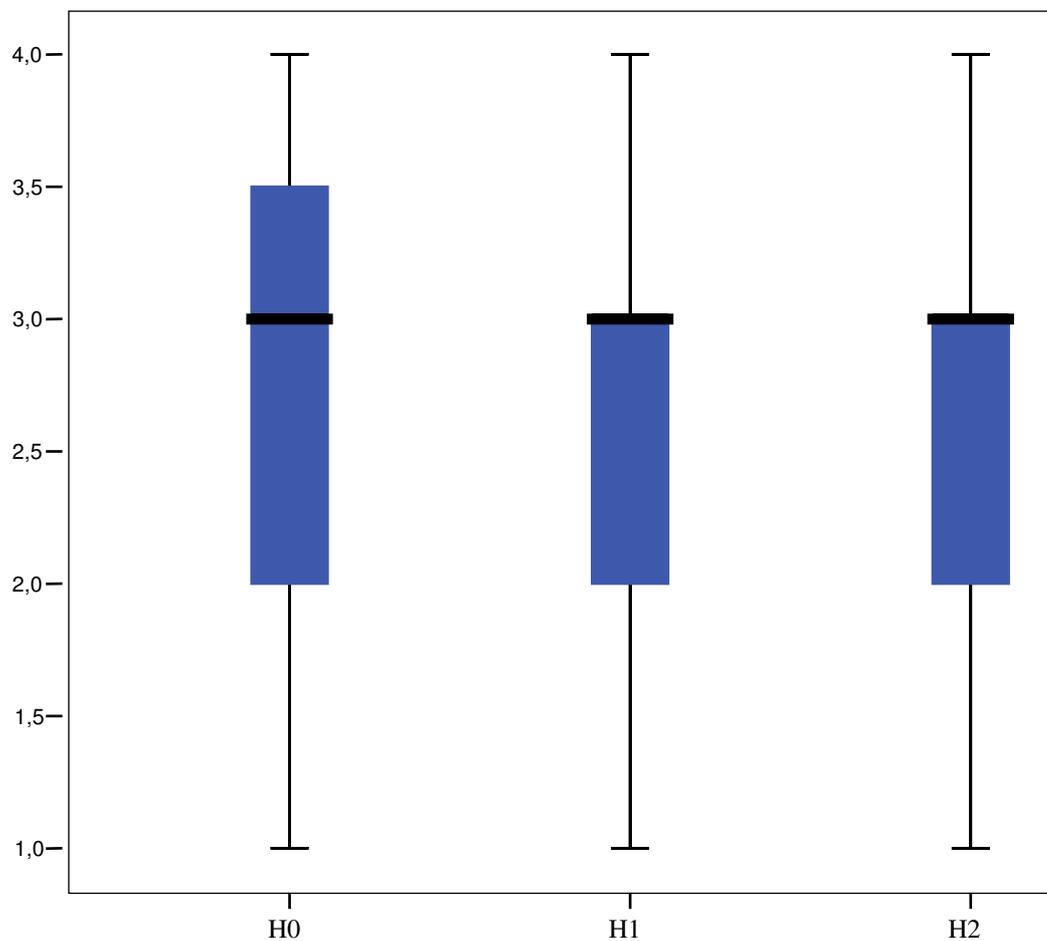


Abb. 3.9

Friedman-Test

$p = 0,28$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Unter Haptik ist keine Verbesserung des Bewegungsablaufs erkennbar.

3.3 Knotenaufgabe unter Berücksichtigung der Erfahrung

3.3.1 Kräfte unter Berücksichtigung der Erfahrung

Kräfte beim Knoten ohne Haptik

Kraft[N]

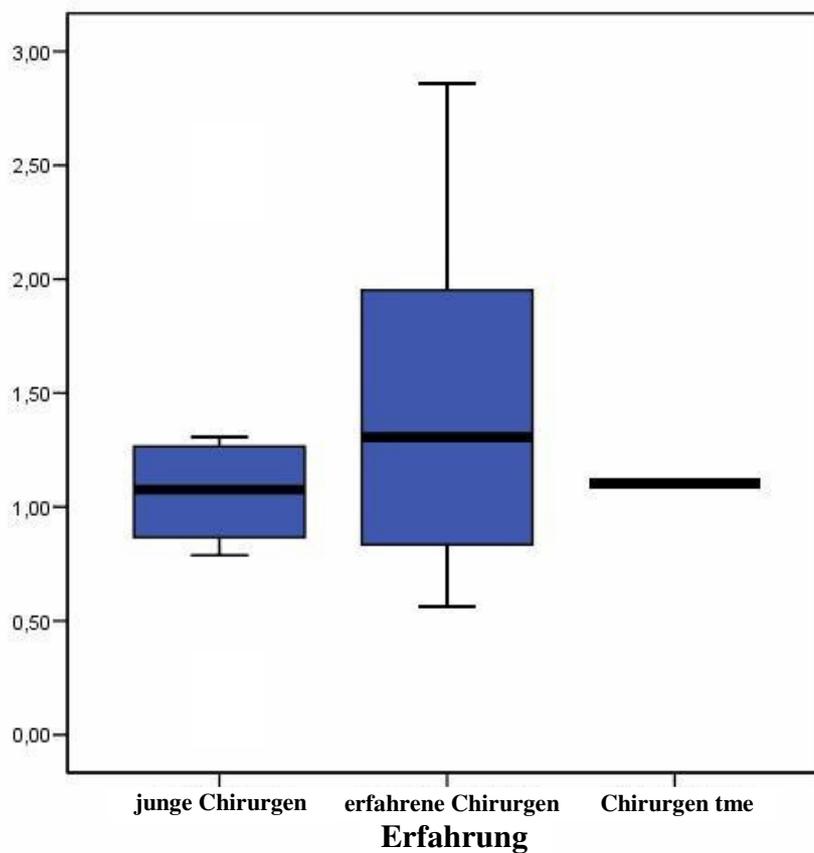


Abb. 3.10

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,668$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt innerhalb der drei Erfahrungsgruppen keinen Unterschied bezüglich der beim Knoten aufgewendeten Kräfte.

Kräfte beim Knoten mit 1:1 verstärkter Haptik

Kraft [N]

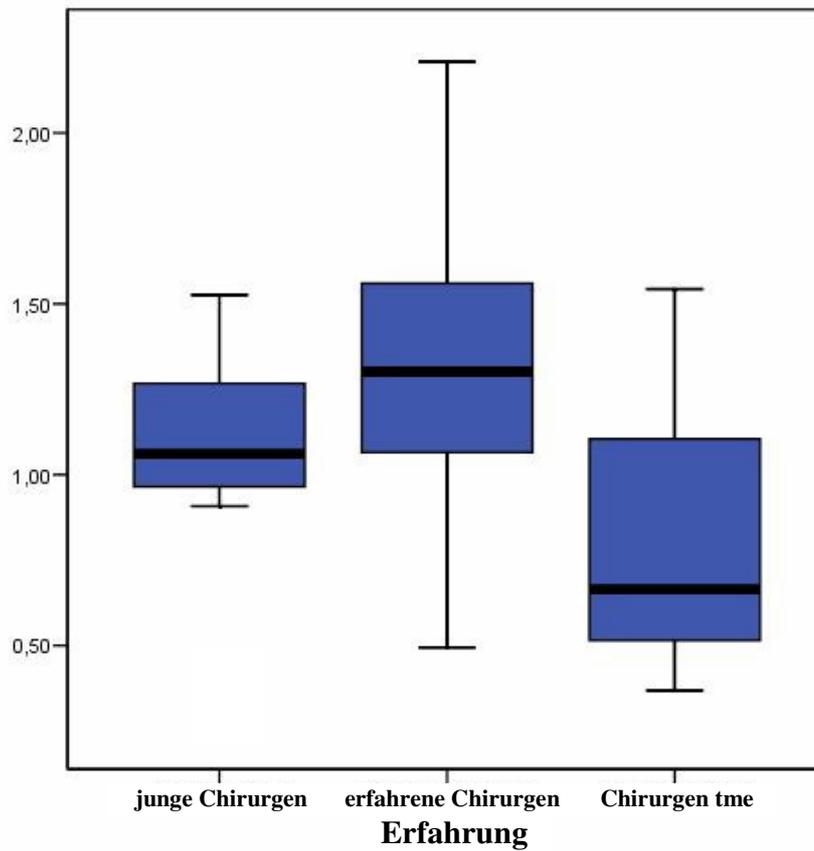


Abb. 3.11

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,657$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt innerhalb der drei Erfahrungsgruppen keinen Unterschied bezüglich der beim Knoten aufgewendeten Kräfte.

Kräfte beim Knoten mit 1:2 verstärkter Haptik

Kraft [N]

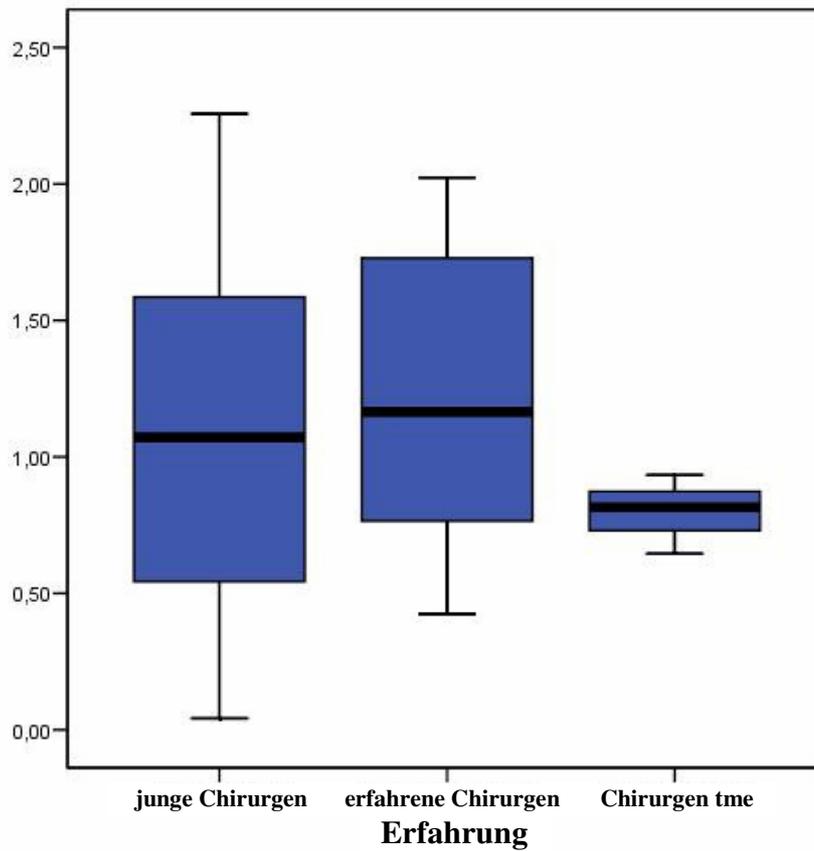


Abb. 3.12

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,578$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt innerhalb der drei Erfahrungsgruppen keinen Unterschied bezüglich der beim Knoten aufgewendeten Kräfte.

Maximal aufgewendete Kräfte während der Knotenaufgabe ohne Haptik

Kraft [N]

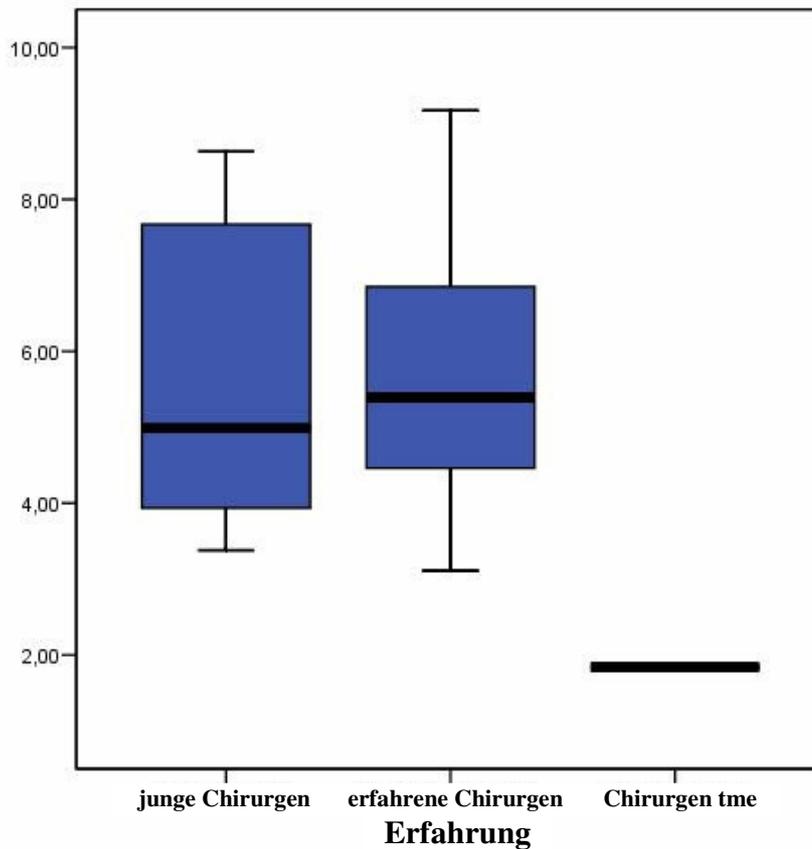


Abb. 3.13

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,256$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Die maximal aufgewendeten Kräfte während der Knotenaufgabe unterscheiden sich nicht signifikant innerhalb der drei Gruppen.

Maximal aufgewendete Kräfte während der Knotenaufgabe mit 1:1 verstärkter Haptik

Kraft [N]

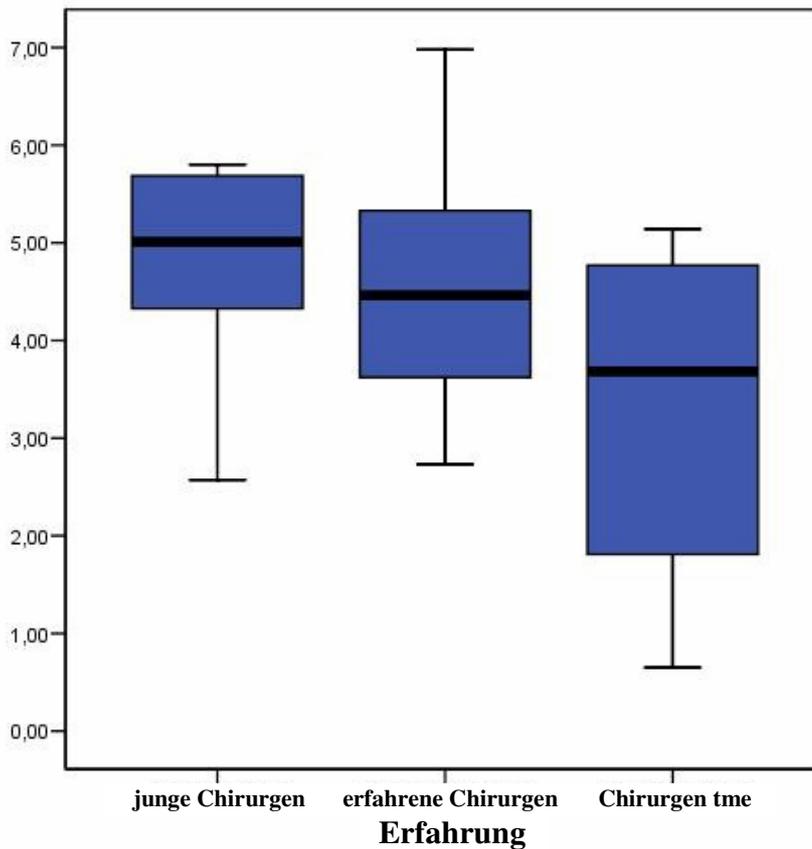


Abb. 3.14

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,269$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Die maximal aufgewendeten Kräfte während der Knotenaufgabe unterscheiden sich nicht signifikant innerhalb der drei Gruppen.

Maximal aufgewendete Kräfte während der Knotenaufgabe mit 1:2 verstärkter Haptik

Kraft [N]

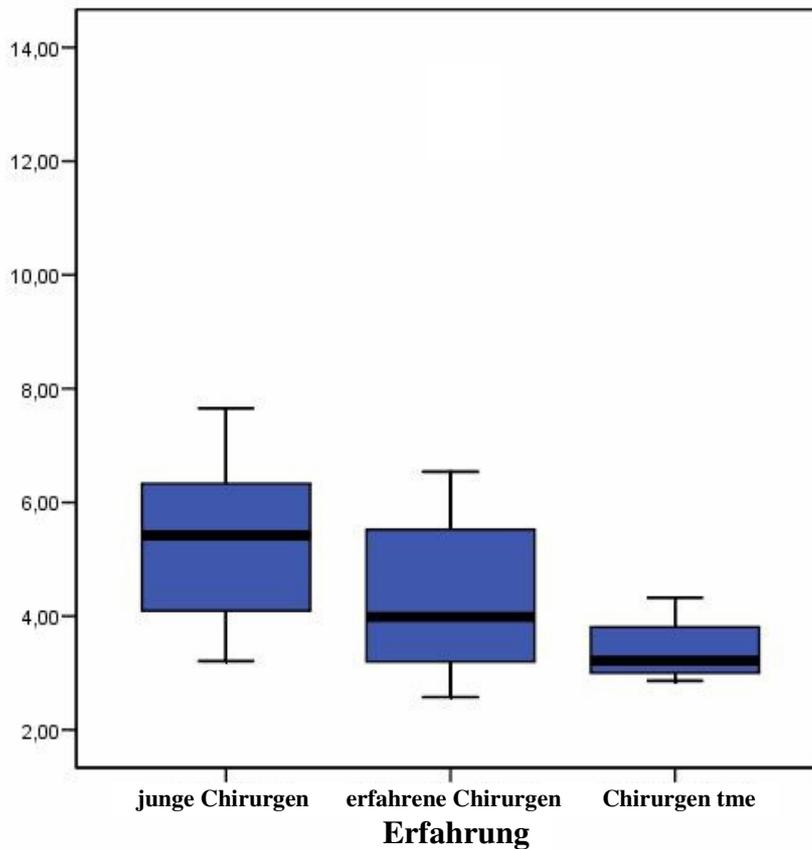


Abb. 3.15

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,109$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Die maximal aufgewendeten Kräfte während der Knotenaufgabe unterscheiden sich nicht signifikant innerhalb der drei Gruppen.

Summe der zerstörenden Kräfte unter Berücksichtigung der Erfahrung ohne Haptik

Kraft [N]

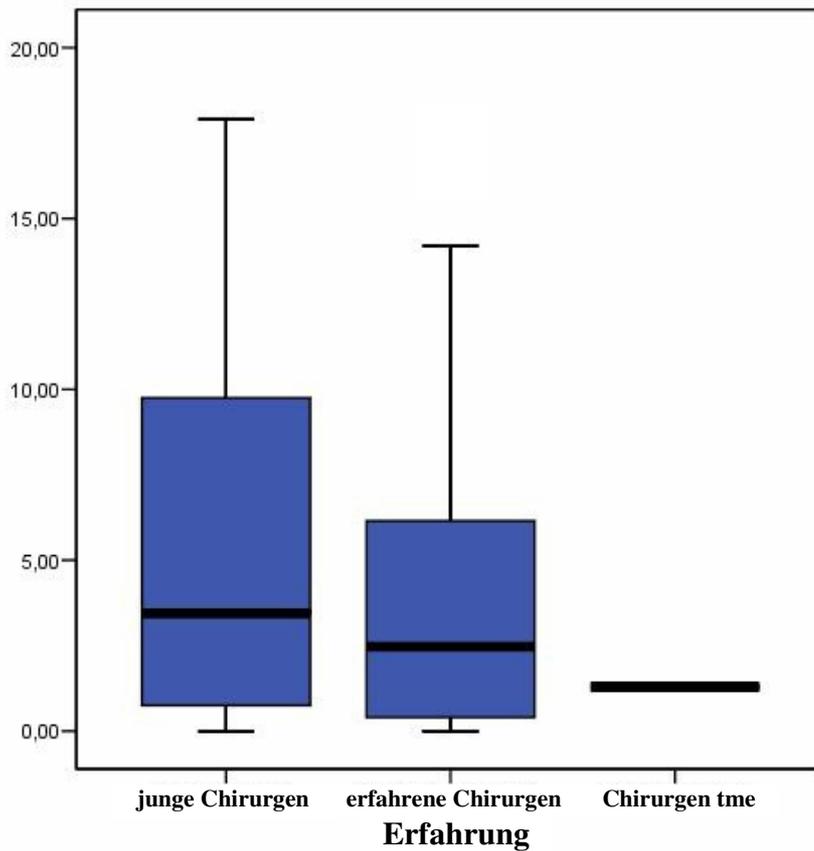


Abb. 3.16

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,20$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Innerhalb der drei Gruppen wird ohne signifikanten Unterschied Kraft aufgewendet, die zur Zerstörung des Gewebes führt.

**Summe der zerstörenden Kräfte unter Berücksichtigung der Erfahrung
mit 1:1 verstärkter Haptik**

Kraft [N]

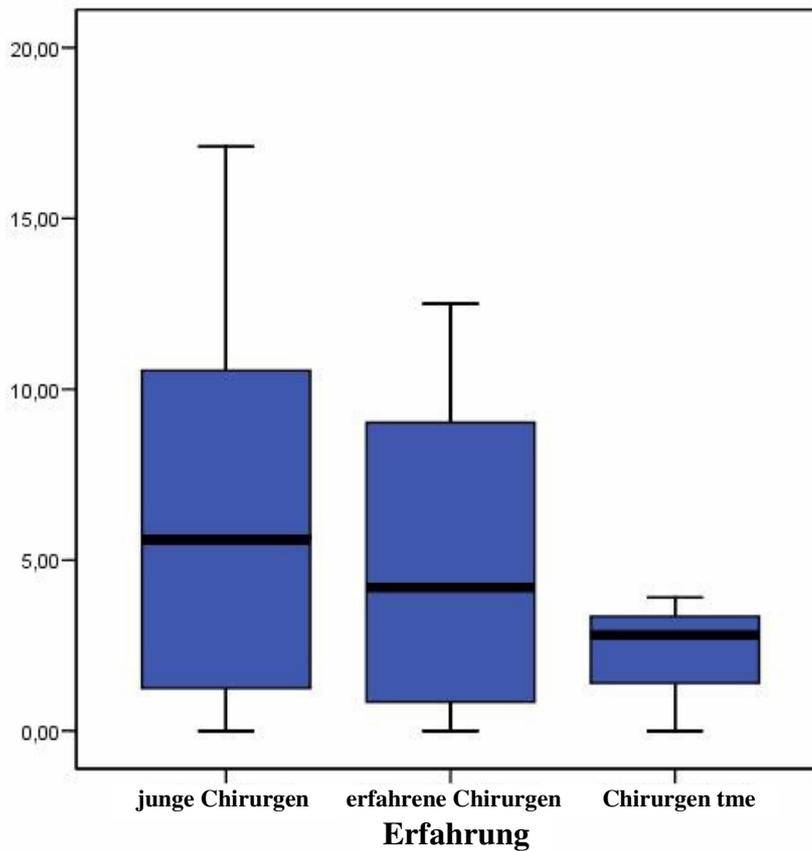


Abb. 3.17

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,62$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Innerhalb der drei Gruppen wird ohne signifikanten Unterschied Kraft aufgewendet, die zur Zerstörung des Gewebes führt.

**Summe der zerstörenden Kräfte unter Berücksichtigung der Erfahrung
mit 1:2 verstärkter Haptik**

Kraft [N]

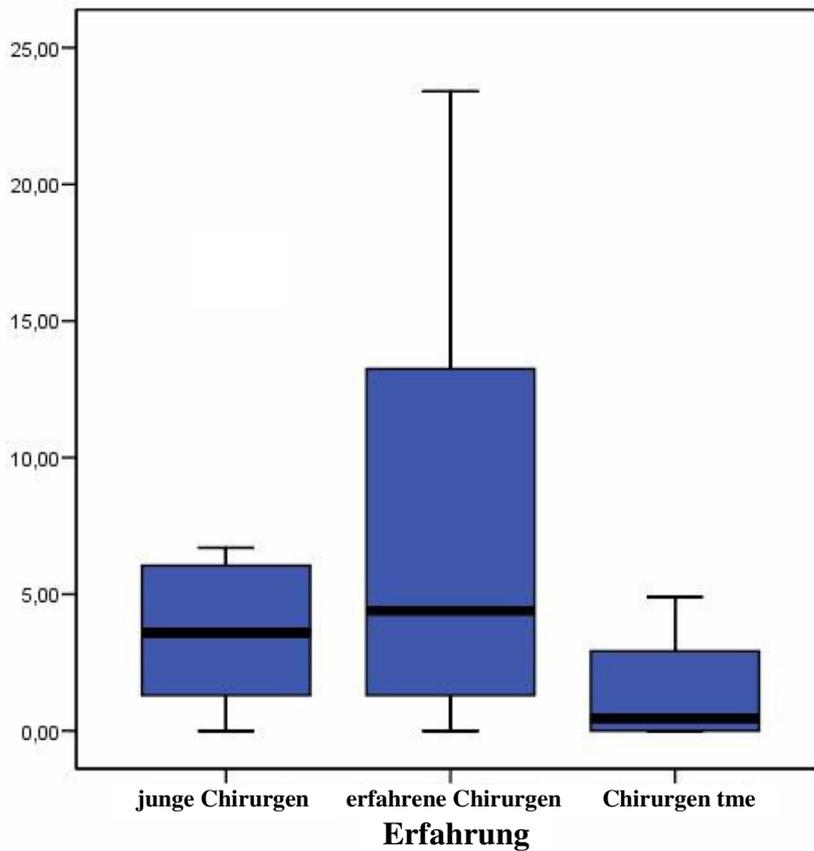


Abb. 3.18

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,92$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Innerhalb der drei Gruppen wird ohne signifikanten Unterschied Kraft aufgewendet, die zur Zerstörung des Gewebes führt.

**Kräfte in dominanter und nicht-dominanter Hand
unter Berücksichtigung von Erfahrung ohne Kraftrückkopplung H0:**

Kraft [N]

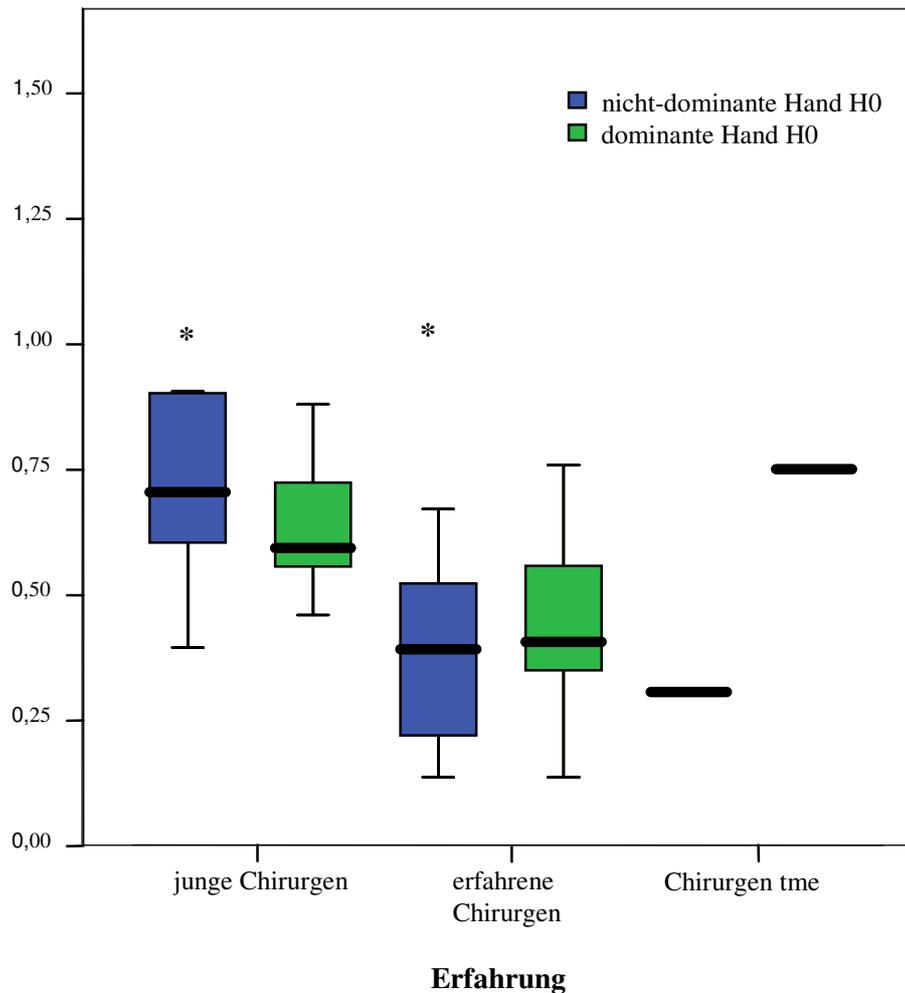


Abb. 3.19

Kruskal-Wallis-Test:

dominante Hand:	$p = 0,073$	$p > 0,05$: nicht signifikant
nicht-dominante Hand:	$p = 0,011$	* $p < 0,05$: signifikant

Mann-Whitney-U-Test:

junge Chirurgen	vs. erfahrene Chirurgen:	$p = 0,004$	* $p < 0,05$: signifikant
junge Chirurgen	vs. Chirurgen tme:	$p = 0,121$	$p > 0,05$: nicht signifikant
erfahrene Chirurgen	vs. Chirurgen tme:	$p = 0,593$	$p > 0,05$: nicht signifikant

Die erfahrenen Chirurgen agieren mit signifikant geringerer Kraft in der nicht-dominanten Hand als die jungen Chirurgen.

**Kräfte in dominanter und nicht-dominanter Hand
unter Berücksichtigung von Erfahrung bei einfach verstärkter Haptik H1:**

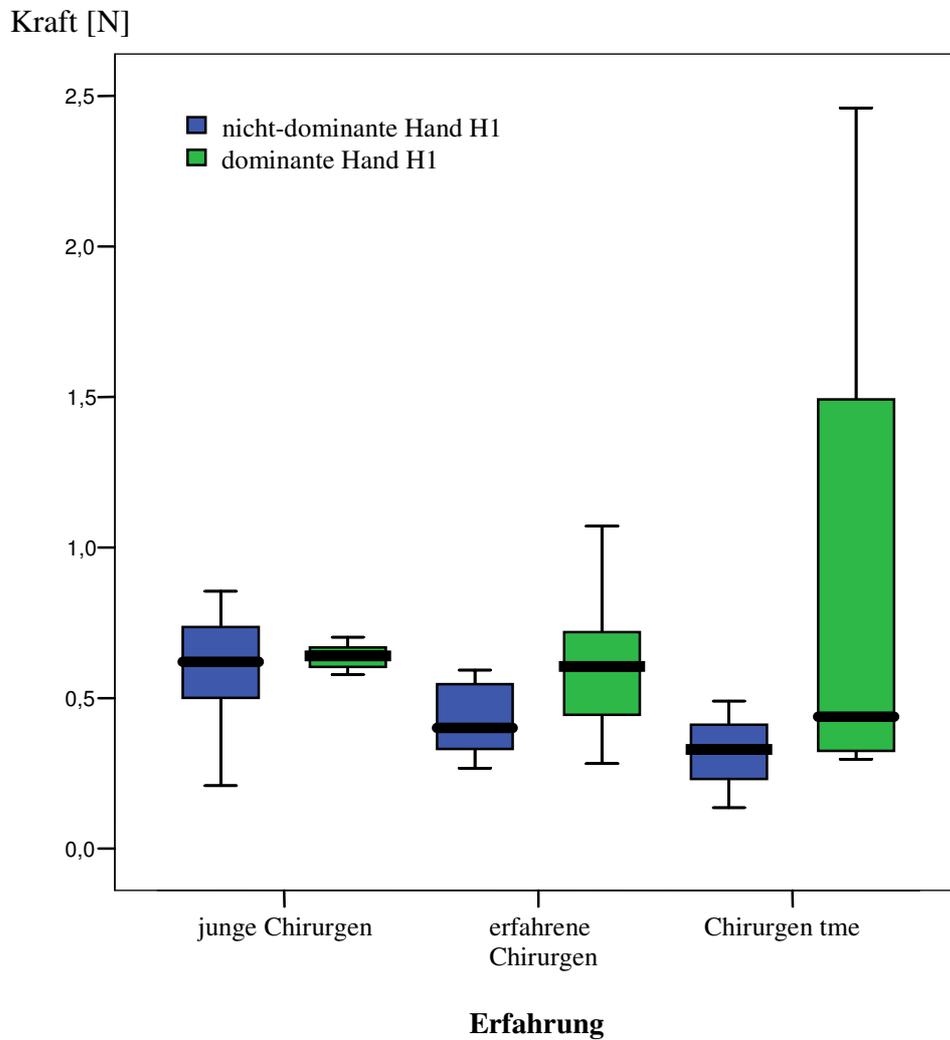


Abb. 3.20

Kruskal-Wallis-Test:

dominante Hand: $p = 0,596$ $p > 0,05$: nicht signifikant

nicht-dominante Hand: $p = 0,056$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es besteht kein Unterschied im Kraftaufwand zwischen dominanter und nicht-dominanter Hand innerhalb der Erfahrungsgruppen.

**Kräfte in dominanter und nicht-dominanter Hand
unter Berücksichtigung von Erfahrung bei doppelt verstärkter Haptik H2:**

Kraft [N]

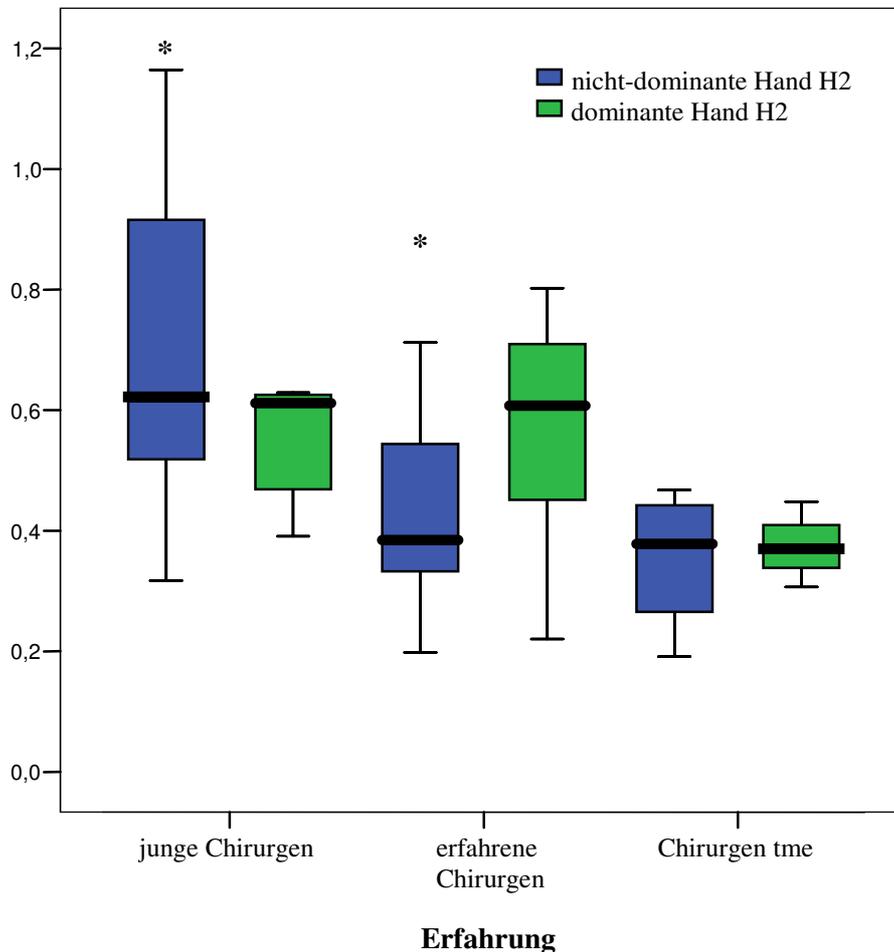


Abb. 3.21

Kruskal-Wallis-Test:

dominante Hand:	$p = 0,09$	$p > 0,05$: nicht signifikant
nicht-dominante Hand :	$p = 0,04$	* $p < 0,05$: signifikant

Mit der nicht-dominanten Hand arbeiten die Chirurgen mit signifikant unterschiedlicher Kraft, je nach Erfahrung.

Mann Whitney U Test:

junge Chirurgen	vs. erfahrene Chirurgen:	$p = 0,022$	* $p < 0,05$: signifikant
junge Chirurgen	vs. Chirurgen tme:	$p = 0,059$	$p > 0,05$: nicht signifikant
erfahrene Chirurgen	vs. Chirurgen tme	$p = 0,467$	$p > 0,05$: nicht signifikant

Die erfahrenen Chirurgen agieren mit signifikant geringerer Kraft in der nicht-dominanten Hand als die jungen Chirurgen.

3.3.2 Bearbeitungsqualität unter Berücksichtigung der Erfahrung

Knotenanzahl unter Berücksichtigung der Erfahrung ohne Haptik

[Σ]

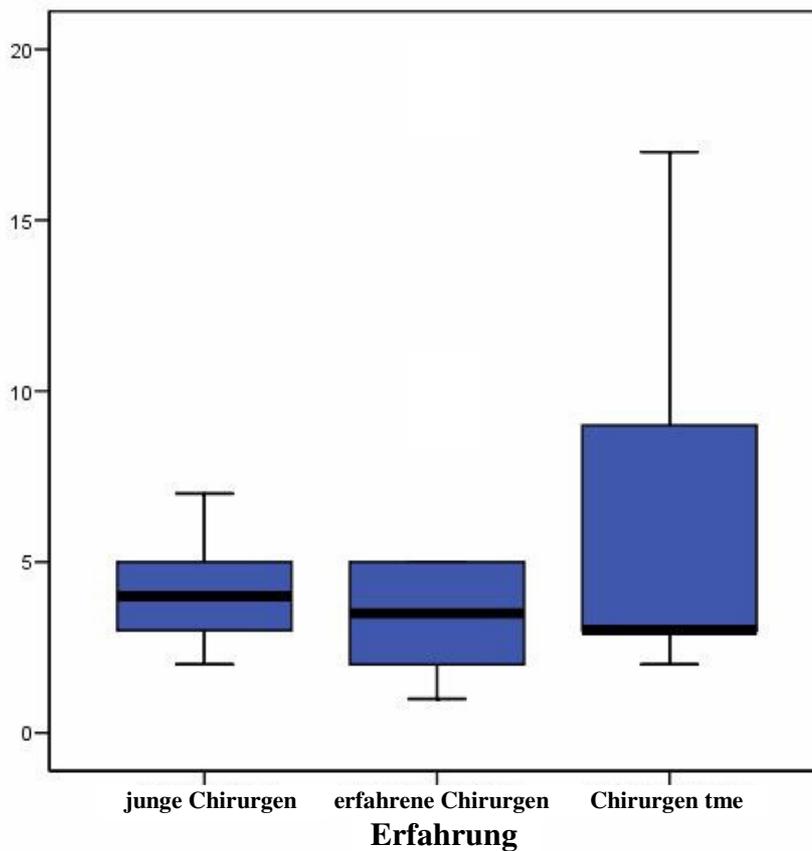


Abb. 3.22

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,905$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt keinen Unterschied bezüglich der Knotenanzahl innerhalb der drei Gruppen.

Knotenanzahl unter Berücksichtigung der Erfahrung bei 1:1 verstärkter Haptik

[Σ]

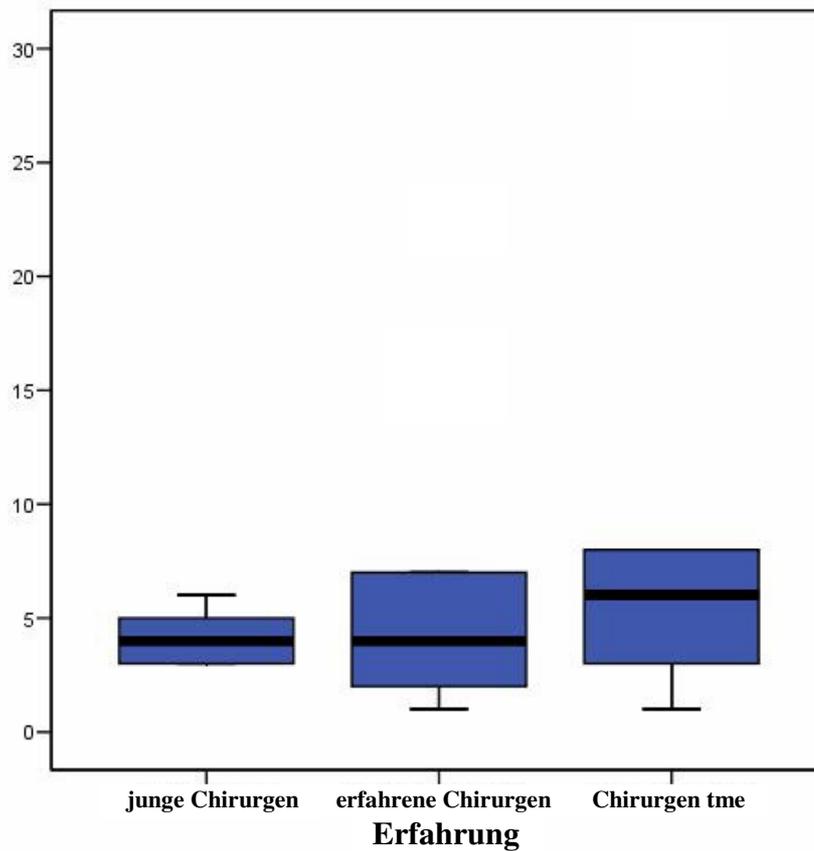


Abb. 3.23

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,771$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt keinen Unterschied bezüglich der Knotenanzahl innerhalb der drei Gruppen.

**Knotenanzahl unter Berücksichtigung der Erfahrung
bei 1:2 verstärkter Haptik**

[Σ]

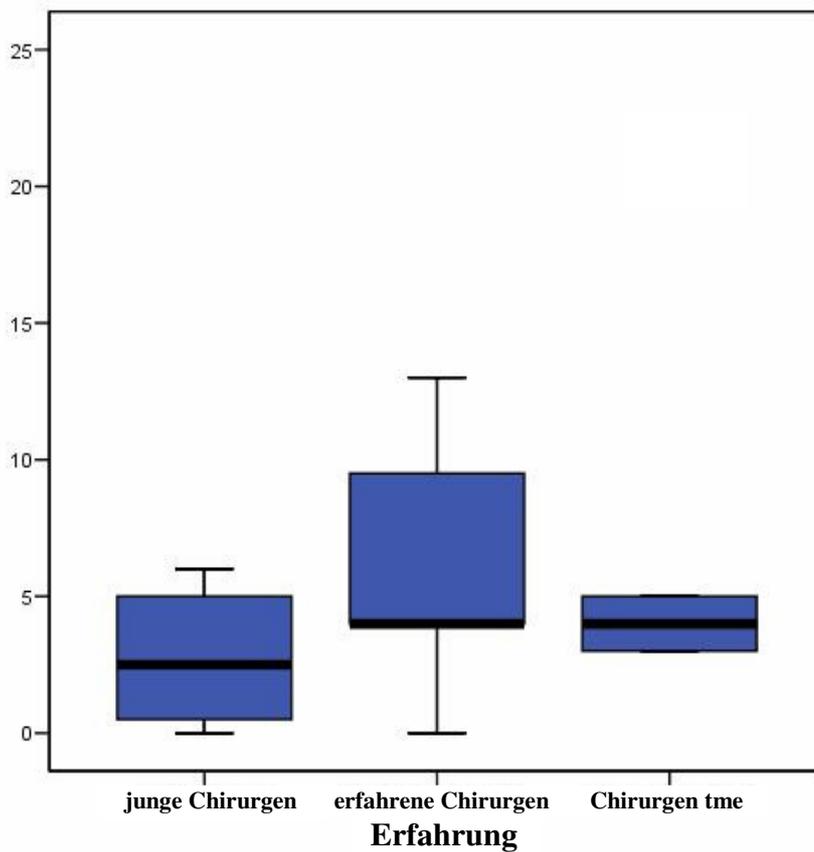


Abb. 3.24

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,193$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt keinen Unterschied bezüglich der Knotenanzahl innerhalb der drei Gruppen.

Summe der Zerstörungen unter Berücksichtigung der Erfahrung ohne Haptik

[Σ]

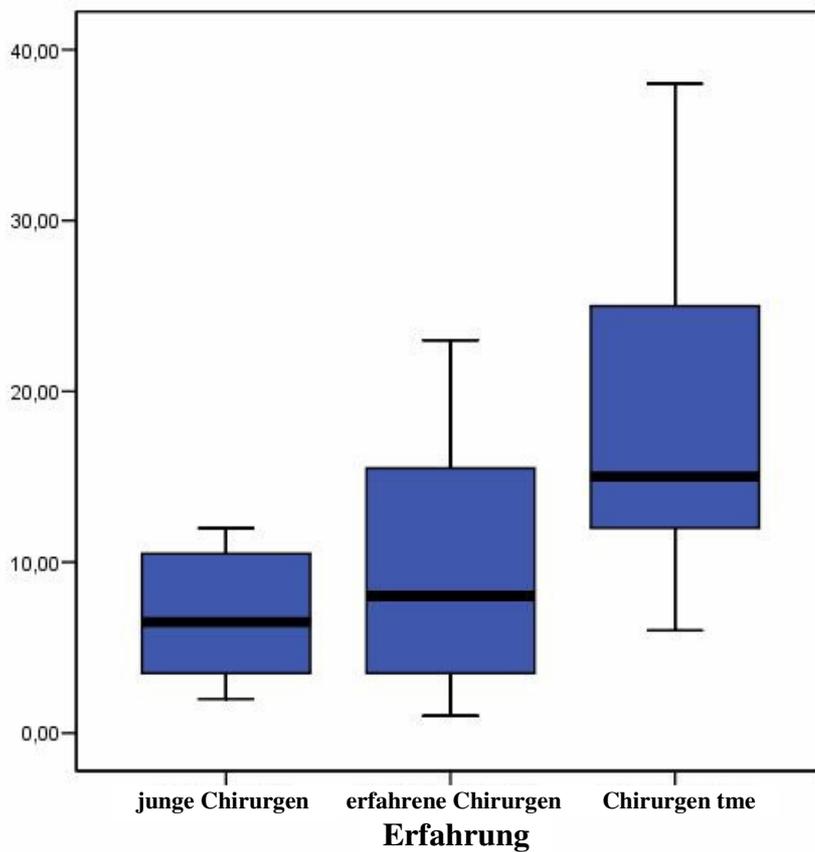


Abb. 3.25

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,083$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es ist kein Unterschied zwischen den Gruppen bezüglich der Summe an Zerstörungen feststellbar.

Summe der Zerstörungen unter Berücksichtigung der Erfahrung bei 1:1 verstärkter Haptik

[Σ]

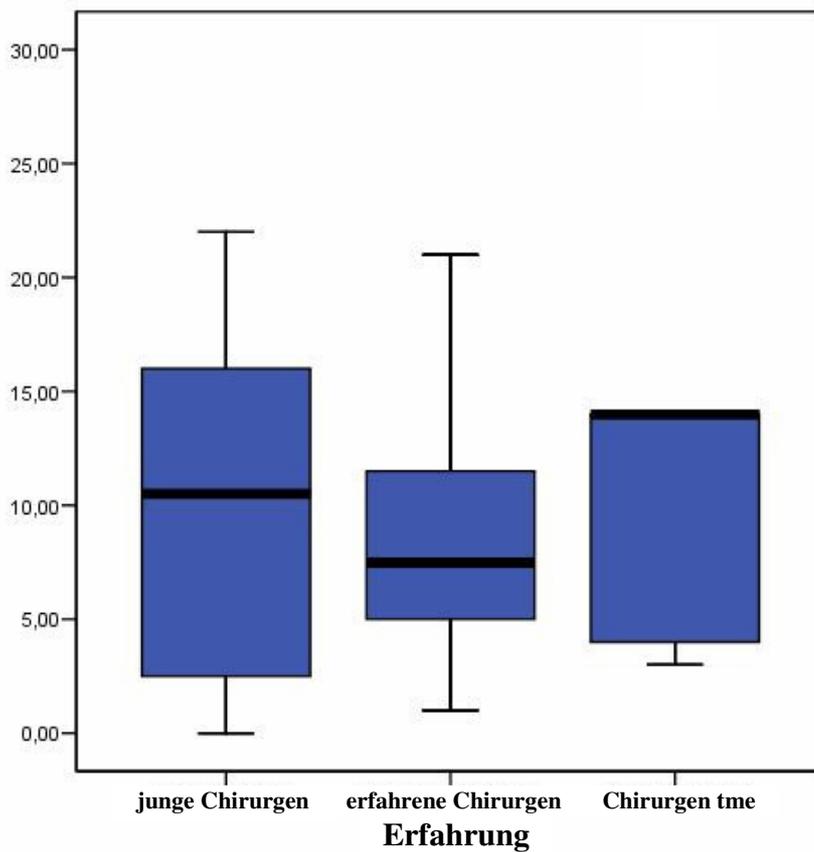


Abb. 3.26

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,782$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es ist kein Unterschied zwischen den Gruppen bezüglich der Summe an Zerstörungen feststellbar.

**Summe der Zerstörungen unter Berücksichtigung der Erfahrung
bei 1:2 verstärkter Haptik**

[Σ]

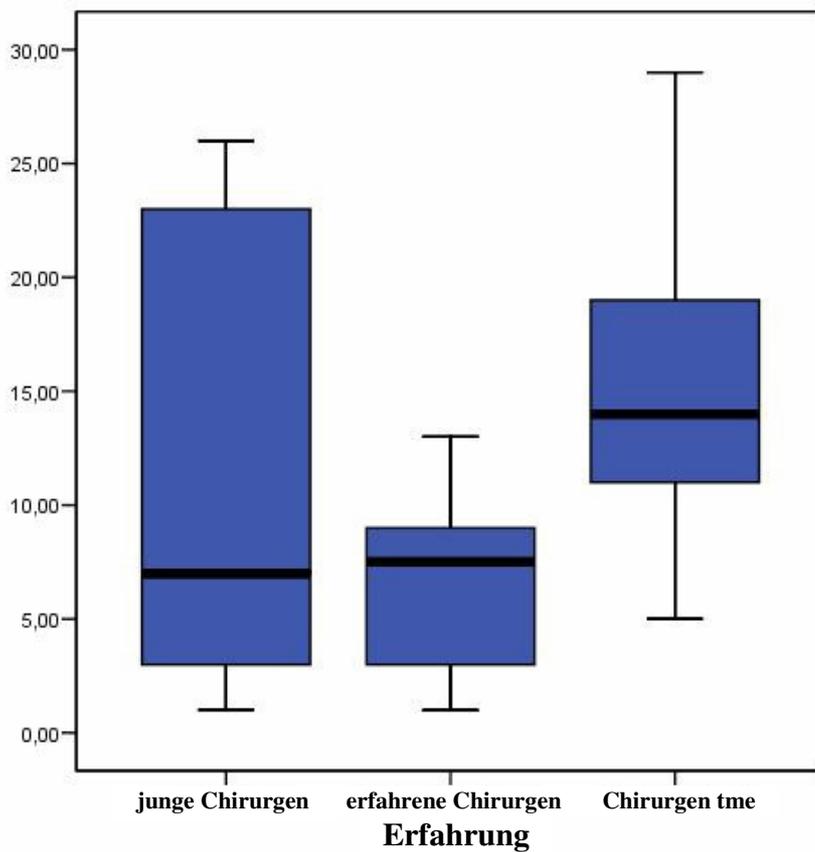


Abb. 3.27

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,160$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es ist kein Unterschied zwischen den Gruppen bezüglich der Summe an Zerstörungen feststellbar.

3.3.3 Bewegungsablauf unter Berücksichtigung der Erfahrung

Geschwindigkeit der Bewegung in Noten von 1 bis 4 unter Berücksichtigung der Erfahrung ohne Haptik

- 1 = Bewegungen werden schnell und sicher ausgeführt
- 2 = Bewegungen sind zügig, geraten aber bisweilen ins Stocken
- 3 = langsame, sehr zögernde Handhabung
- 4 = sehr lange Pausen zwischen zögernden Bewegungen

Noten 1 bis 4

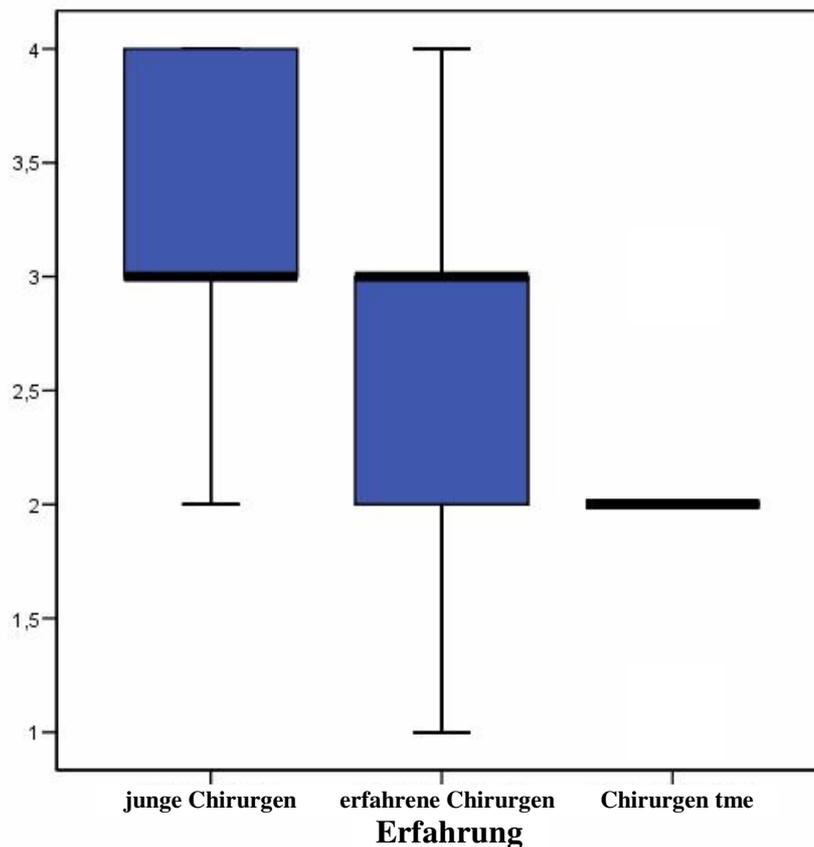


Abb. 3.28

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,051$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den drei Gruppen in der Geschwindigkeit der Bewegung.

Geschwindigkeit der Bewegung in Noten von 1 bis 4 unter Berücksichtigung der Erfahrung bei 1:1 verstärkter Haptik

- 1 = Bewegungen werden schnell und sicher ausgeführt
- 2 = Bewegungen sind zügig, geraten aber bisweilen ins Stocken
- 3 = langsame, sehr zögernde Handhabung
- 4 = sehr lange Pausen zwischen zögernden Bewegungen

Noten 1 bis 4

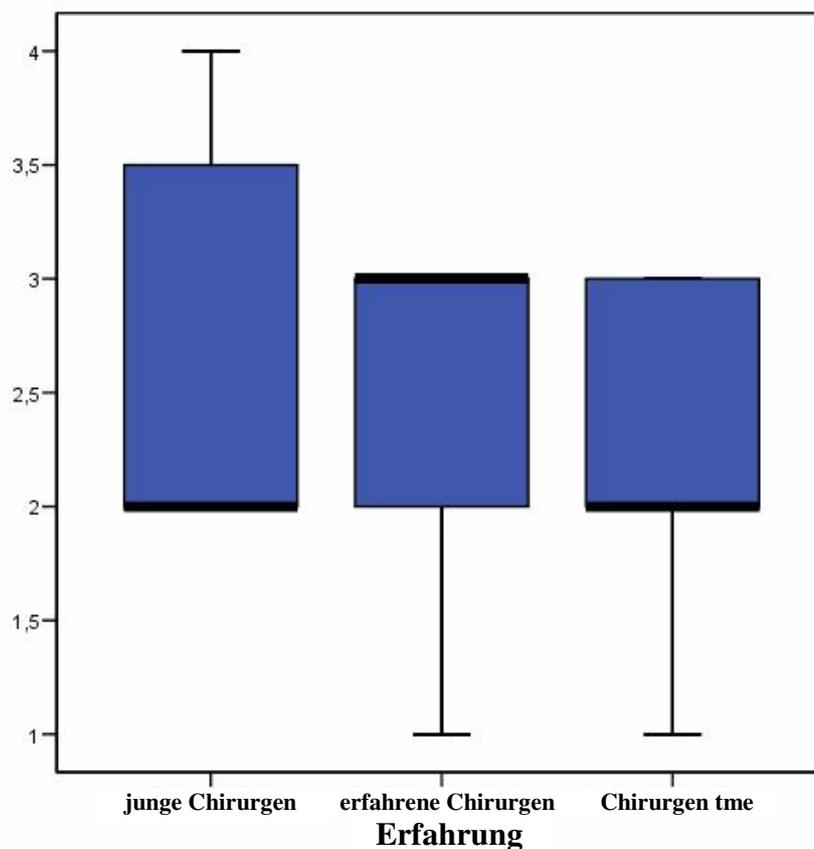


Abb. 3.29

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,797$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Bei einfach verstärkter Haptik besteht kein Unterschied in der Geschwindigkeit der Bewegung zwischen jungen, erfahrenen und Chirurgen tme.

**Geschwindigkeit der Bewegung in Noten von 1 bis 4
unter Berücksichtigung der Erfahrung bei 1:2 verstärkter Haptik**

- 1 = Bewegungen werden schnell und sicher ausgeführt
- 2 = Bewegungen sind zügig, geraten aber bisweilen ins Stocken
- 3 = langsame, sehr zögernde Handhabung
- 4 = sehr lange Pausen zwischen zögernden Bewegungen

Noten 1 bis 4

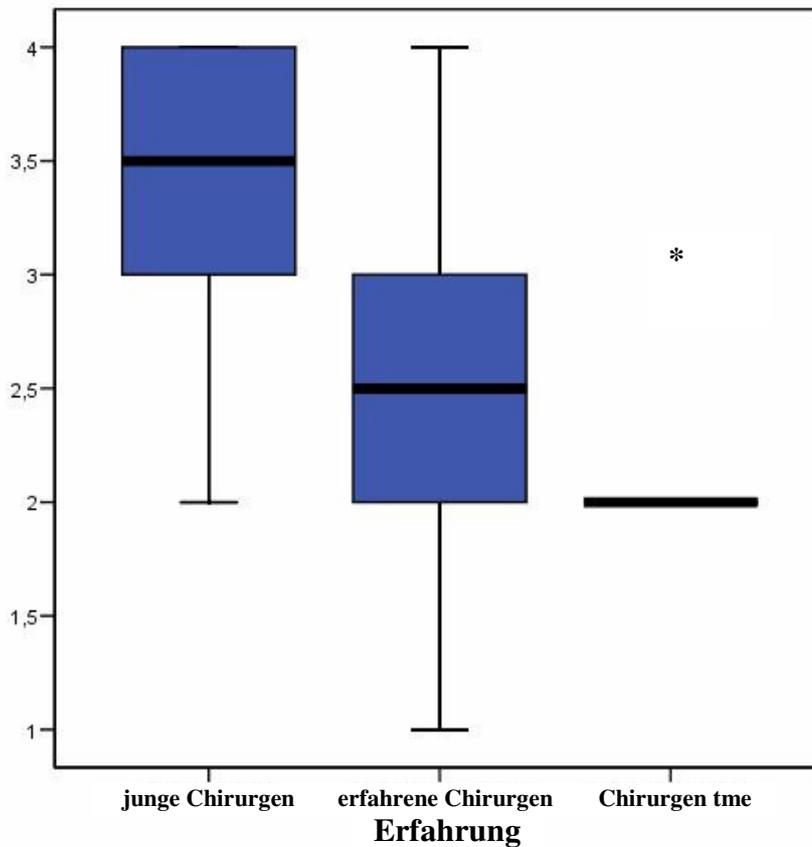


Abb. 3.30

Kruskal-Wallis-Test:
 $p = 0,025$ $*p < 0,05$: **signifikant**

Mann-Whitney-U-Test

junge Chirurgen	vs. erfahrene Chirurgen:	$p = 0,026$	$*p < 0,05$: signifikant
junge Chirurgen	vs. Chirurgen tme:	$p = 0,016$	$*p < 0,05$: signifikant
erfahrene Chirurgen	vs. Chirurgen tme:	$p = 0,53$	$p > 0,05$: nicht signifikant

Chirurgen tme und erfahrene Chirurgen sind schneller als junge Chirurgen bei H2. Die Geschwindigkeit der Chirurgen tme unterscheidet sich nicht signifikant von der Geschwindigkeit der konventionellen Chirurgen.

Koordination des Bewegungsablaufs in Noten von 1 bis 4 unter Berücksichtigung der Erfahrung ohne Haptik

1 = sehr gute Koordination, Bewegungsablauf ist durchgehend flüssig

2 = befriedigende Koordination, Bewegungen sind meistens fließend, werden aber gelegentlich abgesetzt

3 = ausreichende Koordination, Bewegungen sind meistens stockend und abgesetzt

4 = ungenügende Koordination, keine flüssigen Bewegungen erkennbar

Noten 1 bis 4

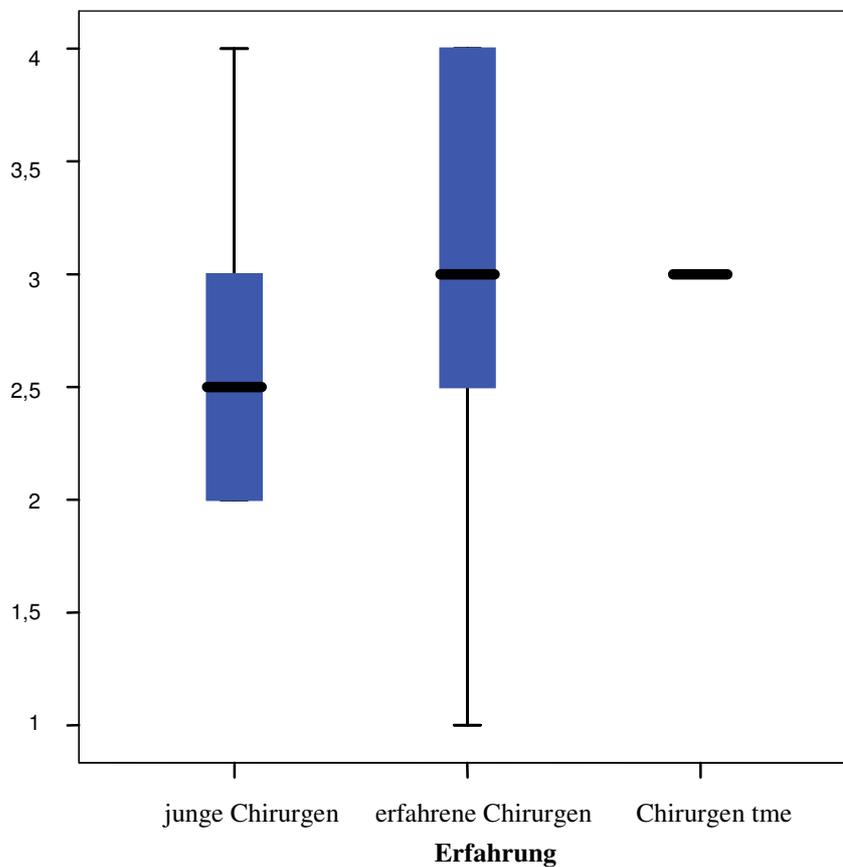


Abb. 3.31

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,398$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt keine signifikanten Unterschiede beim Bewegungsablauf.

Koordination des Bewegungsablaufs in Noten von 1 bis 4 unter Berücksichtigung der Erfahrung bei 1:1 verstärkter Haptik

1 = sehr gute Koordination, Bewegungsablauf ist durchgehend flüssig

2 = befriedigende Koordination, Bewegungen sind meistens fließend, werden aber gelegentlich abgesetzt

3 = ausreichende Koordination, Bewegungen sind meistens stockend und abgesetzt

4 = ungenügende Koordination, keine flüssigen Bewegungen erkennbar

Noten 1 bis 4

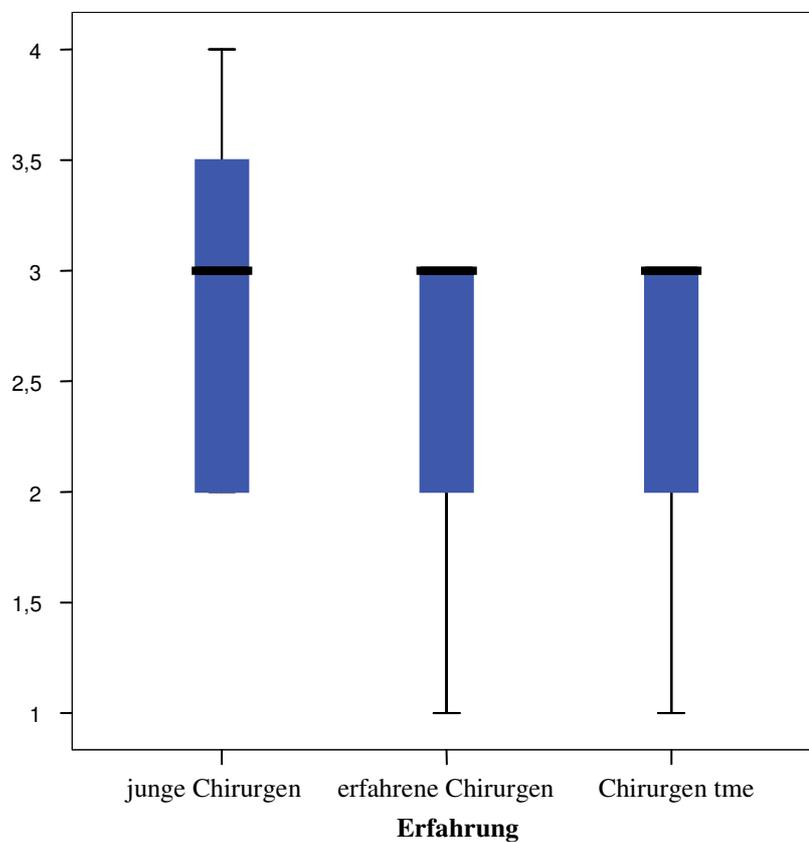


Abb. 3.32

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,588$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt keine signifikanten Unterschiede beim Bewegungsablauf.

Koordination des Bewegungsablaufs in Noten von 1 bis 4 unter Berücksichtigung der Erfahrung bei 1:2 verstärkter Haptik

1 = sehr gute Koordination, Bewegungsablauf ist durchgehend flüssig

2 = befriedigende Koordination, Bewegungen sind meistens fließend, werden aber gelegentlich abgesetzt

3 = ausreichende Koordination, Bewegungen sind meistens stockend und abgesetzt

4 = ungenügende Koordination, keine flüssigen Bewegungen erkennbar

Noten 1 bis 4

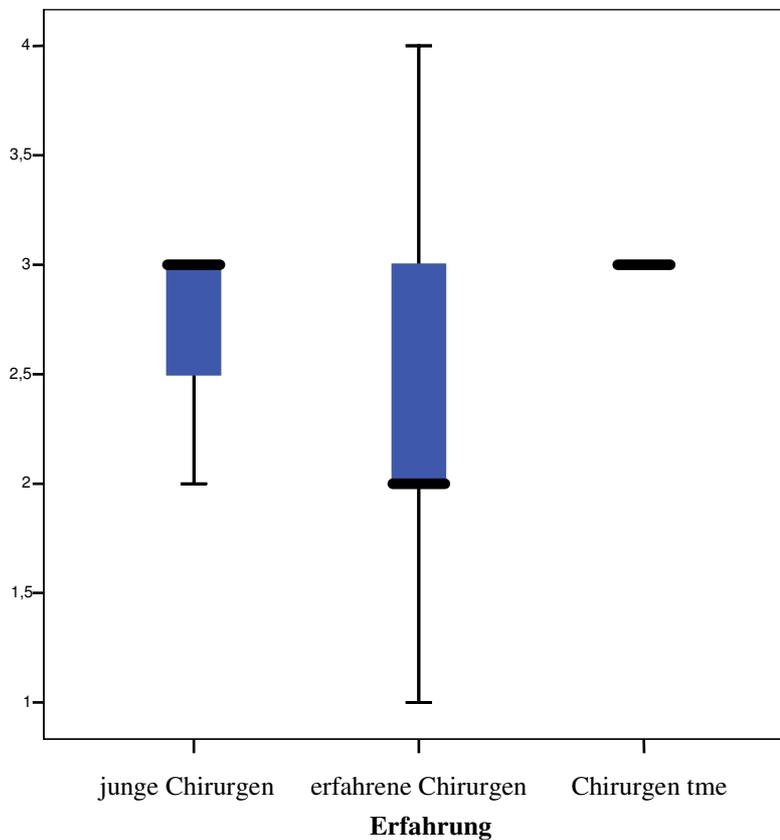


Abb. 3.33

Kruskal-Wallis-Test:

$p = 0,533$ $p > 0,05$: nicht signifikant

Es gibt keine signifikanten Unterschiede beim Bewegungsablauf.

3.4 Detektionsaufgabe

3.4.1 Fehler

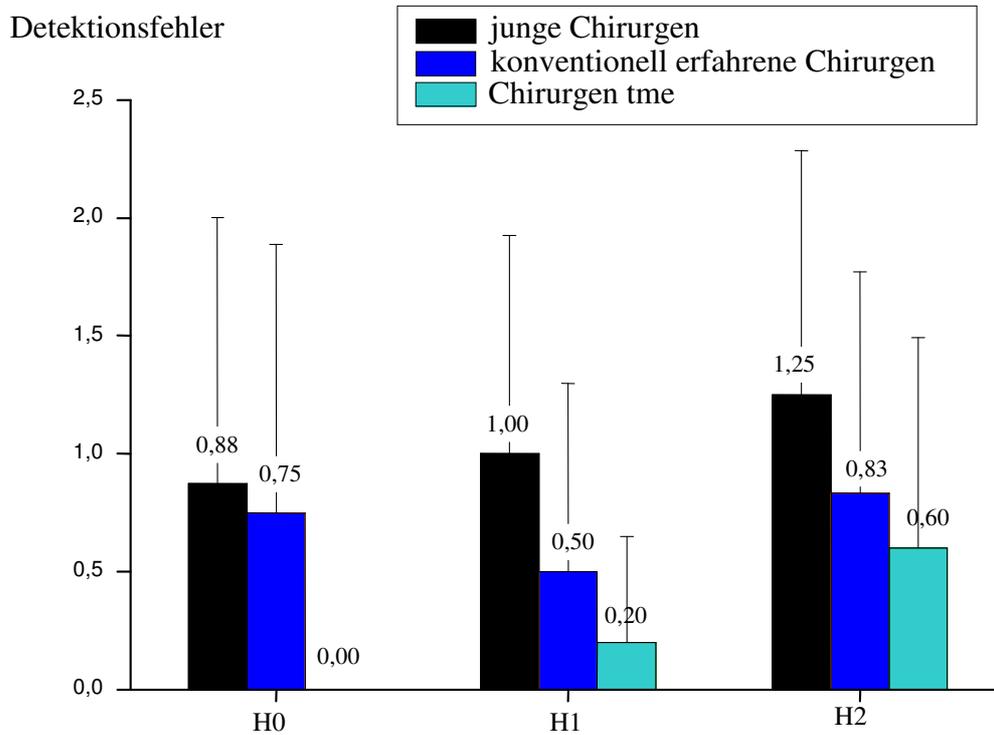


Abb. 3.34

Varianzanalyse mit Messwiederholung

HE Haptik	$F(2,44) = 1.78,$	$p > 0.05$
WW Haptik mal Erfahrung	$F(4,44) = 0.38,$	$p > 0.05$
HE Erfahrung	$F(2,22) = 1.70,$	$p > 0.05$

Haptische Rückmeldung führt nicht dazu, dass sich die Fehleranzahl beim Detektieren von Kalkablagerungen verringert. Bezüglich der Erfahrung zeigt sich kein signifikanter Unterschied.

3.4.2 Benötigte Zeit

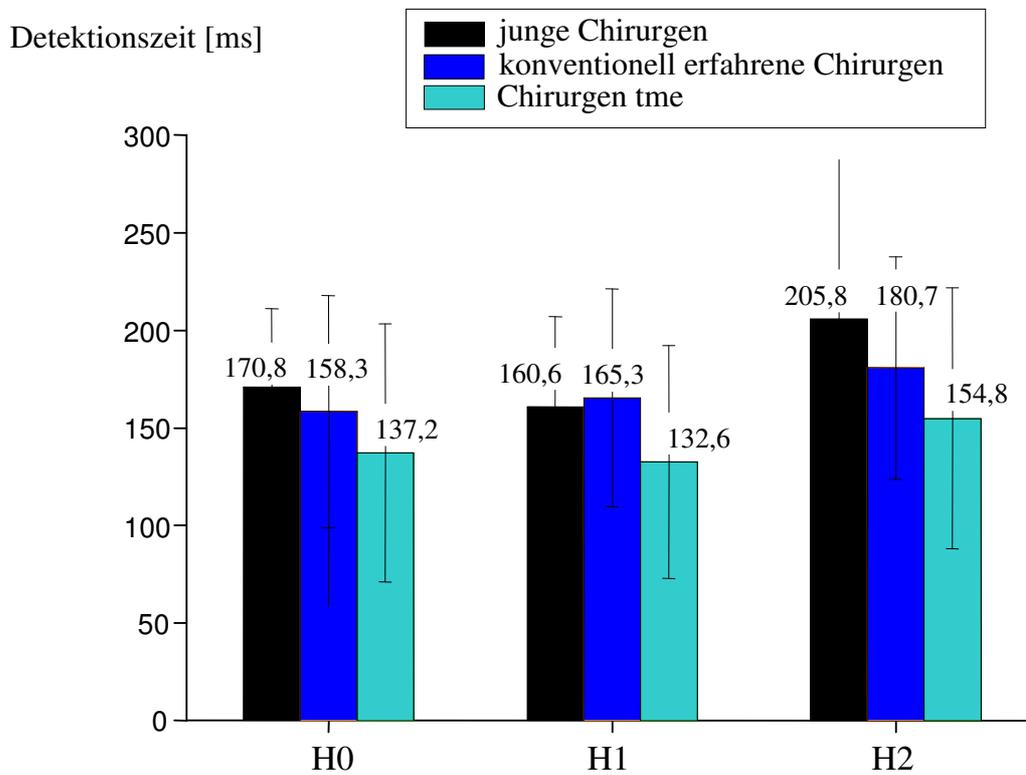


Abb. 3.35

Varianzanalyse mit Messwiederholung

HE Haptik	$F(2,44) = 7.37,$	$p > 0.05$
WW Haptik mal Erfahrung	$F(4,44) = 2.27,$	$p > 0.05$
HE Erfahrung	$F(2,22) = 1.06,$	$p > 0.05$

Haptische Rückmeldung führt nicht dazu, dass sich die Zeit beim Detektieren von Kalkablagerungen verringert. Bezüglich der Erfahrung zeigt sich kein signifikanter Unterschied.

3.4.3 Aufgewendete Kraft

Kraft beim Detektieren [N]

*

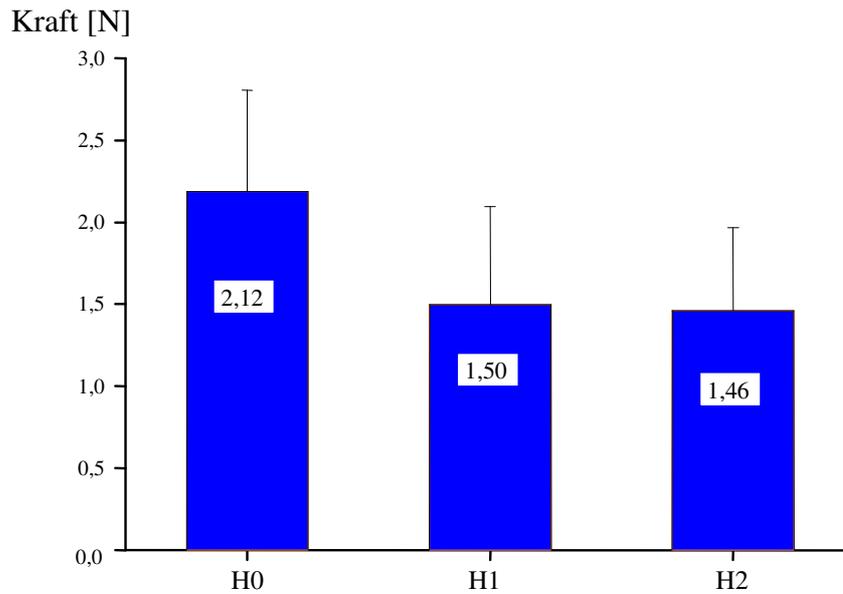


Abb. 3.36

Varianzanalyse mit Messwiederholung

HE Haptik	$F(2,44) = 16.03,$	$p < 0.05$
WW Haptik mal Erfahrung	$F(4,44) = 0.392,$	$p > 0.05$
HE Erfahrung	$F(2,22) = 4.45,$	$p < 0.05$

$F(1,22) = 26.69,$ $*p < 0.05:$ **signifikant**

Mit zunehmender Krafrückkopplung vermindern sich die auftretenden Kräfte bei der Detektion signifikant.

Kraftaufwendung beim Detektieren unter Berücksichtigung der Erfahrung

*

mittlere Kraft [N]

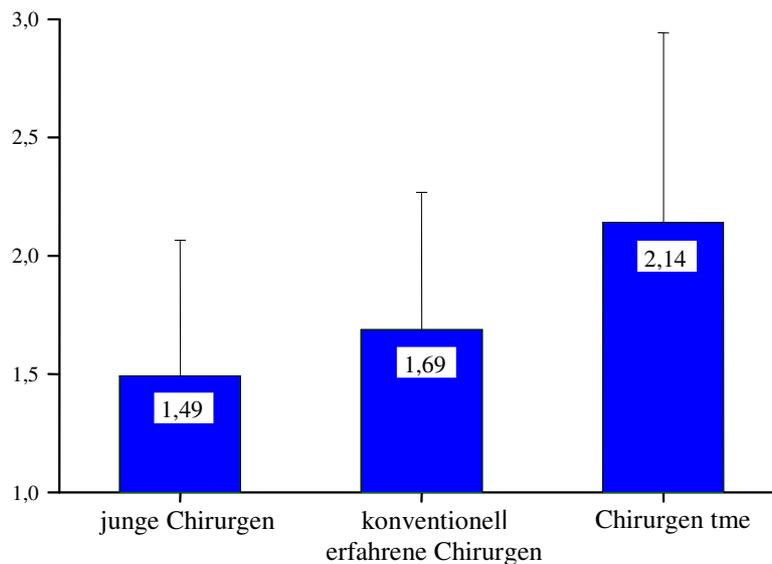


Abb. 3.37

Varianzanalyse mit Messwiederholung

HE Haptik	F(2,44) = 16.03,	p < 0.05
WW Haptik mal Erfahrung	F(4,44) = 0.392,	p > 0.05
HE Erfahrung	F(2,22) = 4.45,	p < 0.05

T(72) = -3.15, *p < 0.05: **signifikant** (linearer Trend)

Chirurgen tme wenden signifikant mehr Kraft beim Detektieren auf als konventionell erfahrene und junge Chirurgen.

3.5 Fragebogen

Wie aus Tab.3.1 zu entnehmen ist, haben 40% aller Teilnehmer die zweifach verstärkte Haptik bevorzugt. Innerhalb der verschiedenen Gruppen haben nur die jungen Chirurgen die einfach verstärkte Haptik bevorzugt, ansonsten wurde mit 33% bei den konventionell erfahrenen Chirurgen und mit 100% bei den Chirurgen tme die zweifach verstärkte Haptik als angenehmer empfunden. Nur 20% aller Teilnehmer empfanden es als angenehmer ohne Haptik zu arbeiten.

Tab.3.1: Bevorzugung haptischer Rückmeldung

Haptische Rückmeldung	alle Teilnehmer n = 25	junge Chirurgen n = 8	Konv. Chirurgen n = 12	Chirurgen tme n = 5
H0	20%	25%	25%	
H1	28%	50%	25%	
H2	40%	12,5%	33%	100%
keine Bevorzugung	12%	12,5%	17%	

3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Eine signifikante Verbesserung durch Krafrückkopplung konnten wir für folgende Bereiche finden:

1. Das Telepräsenzempfinden erhöht sich, wenn Krafrückkopplung zugeschaltet ist. (Siehe Abb.3.1)
2. Mit zunehmender Krafrückkopplung vermindern sich signifikant die auftretenden Kräfte bei Detektion.

Für folgende Variablen spielt es keine Rolle, ob Haptik zugeschaltet ist oder nicht:

1. Kräfte beim Knoten
2. Durchschnittlich aufgewendete Kräfte in dominanter und nicht-dominanter Hand während der gesamten Aufgabe
3. Maximalkräfte beim Knoten
4. Zerstörungskräfte
5. Anzahl der Gewebszerstörungen
6. Summe der Knoten
7. Geschwindigkeit der Bewegung
8. Koordination des Bewegungsablaufs
9. Detektion von Stenosen bezüglich Richtigkeit der Aussage und Geschwindigkeit der Bearbeitung

Erfahrung war bei folgenden Variablen von Bedeutung:

1. Im Vergleich zu den jungen Chirurgen agieren die erfahrenen Chirurgen mit signifikant geringerer Kraft in der nicht-dominanten Hand, wenn die Krafrückkopplung fehlt bzw. bei der Krafrückkopplung H2. Dies ist bei H1 nicht nachzuweisen, das Signifikanzniveau wird aber nur knapp verfehlt ($p=0,056$).

2. Bei H2 sind Chirurgen tme und erfahrene Chirurgen schneller in der Bewegung der Instrumente als junge Chirurgen. Die Geschwindigkeit der Chirurgen tme unterscheidet sich nicht signifikant von der Geschwindigkeit der konventionellen Chirurgen bei H2. Unter H1 und H0 ist kein Unterschied nachweisbar.
3. Chirurgen tme wenden signifikant mehr Kraft beim Detektieren auf als konventionell erfahrene und junge Chirurgen.

In diesen Fällen war die Erfahrung für die Ergebnisse unerheblich:

1. Fadenriss als Maß für Telepräsenzempfinden
2. Kräfte beim Knoten
3. Maximalkräfte
4. Zerstörungskräfte
5. Knotenanzahl
6. Summe der Zerstörungen
7. Bewegungsablauf
8. Detektion von Stenosen
9. Detektion von Stenosen bezüglich Richtigkeit und Geschwindigkeit

Von den Versuchsteilnehmern wurde die zweifachverstärkte Haptik H2 subjektiv als angenehmer empfunden. Außerdem wurde bei Zuschaltung von haptischer Rückkopplung die subjektiv empfundene Sicherheit im Umgang mit den Instrumenten als größer bewertet.

4. Diskussion

Viele Publikationen, die sich mit konventionell-endoskopischer oder telemanipulator-assistierter Chirurgie befassen, bemängeln, dass in den derzeitigen Systemen keine, oder im Fall der endoskopischen Chirurgie, nur eine stark eingeschränkte haptische Rückmeldung vom chirurgischen Instrument an die Hand des Chirurgen stattfindet. Diesem Aspekt wird eine große Bedeutung zugeschrieben im Hinblick auf eine schnellere und sicherere Durchführung minimalinvasiver Operationsmethoden.

Das Problem fehlender Haptik beschränkt sich nicht auf die Herzchirurgie oder das da Vinci[®] System. Auch bei endoskopischen Operationen mit den herkömmlichen thorakoskopischen oder laparoskopischen Instrumenten ist der haptische Eindruck stark reduziert und beschränkt sich auf ein grobes Kraftempfinden. Dennoch besteht ein Unterschied zwischen den konventionellen endoskopischen Instrumenten und den Telemanipulatorsystemen. Beim Operieren mit endoskopischen Instrumenten ist zwar das haptische Empfinden verändert, weil sich die Exploration des Operationsgebietes nur noch über einen Metallgriff mitteilt, dennoch ist in diesem Fall eine Form haptischen Feedbacks vorhanden, die von den Chirurgen mit Erfahrung auch gut interpretiert werden kann [8]. Dies verhält sich beim da Vinci[®] System anders. Hier ist keine Form von Krafrückkopplung möglich, weil der Chirurg nicht mehr die Instrumente selbst in der Hand hat. Bei diesem System ist eine Computerschnittstelle zwischengeschaltet, über die alle Instrumente kontrolliert werden. Der Vorteil gegenüber den herkömmlichen endoskopischen Instrumenten ist eine verbesserte Einsetzbarkeit aufgrund erweiterter Freiheitsgrade der Instrumente, aber es ist im Gegensatz zu den herkömmlich endoskopischen Instrumenten gar keine Krafrückkopplung mehr möglich.

Allerdings herrscht über die Notwendigkeit haptischen Feedbacks in der minimalinvasiven Chirurgie derzeit noch keine einheitliche Meinung, da bisher noch nicht bewiesen werden konnte, dass die Implementierung von Haptik tatsächlich die Qualität von Operationen und die Immersion verbessert. Ingenieure und Chirurgen vermuten jedoch eine deutliche Verbesserung von Operationstechniken und eine erweiterte Anwendbarkeit minimalinvasiver Verfahren durch Implementierung von Haptik [45, 54, 25, 7].

Hu et al. postulieren bei Vorhandensein von Haptik eine bessere Kontrolle über die Geräte und ein vermindertes Gewebstrauma für alle minimalinvasiven Eingriffe, unabhängig davon, ob sie telemanipulatorassistent oder herkömmlich laparoskopisch sind [45].

Ebenso wird von Fager vermutet, dass eine Implementierung von Haptik eine einfachere und sicherere Beurteilung der Gewebe ermöglicht, die bei bisheriger rein visueller Beurteilung eine langjährige Erfahrung verlangt [25].

MacFarlane et al. postulieren effizientere Operationen mit verbesserten diagnostischen Möglichkeiten und geringeren Komplikationen durch haptisch verbesserte Instrumente [54].

Bethea et al. beobachten bei einem Vorversuch zum Nutzen von Krafrückmeldung, dass die Chirurgen den Verlust an haptischer Information visuell kompensieren [7]. In welchem Maße dies aber ausreichend ist, oder nur mit sehr viel Erfahrung erfolgen kann, ist noch nicht hinreichend untersucht worden.

4.1 Diskussion der Ziele, Nutzen und Risiken minimalinvasiver Verfahren in der Herzchirurgie

Seit der ersten offenen Herzoperation unter extrakorporaler Zirkulation durch John Gibbon am 6. Mai 1953 wurden die Operationsverfahren in der Herzchirurgie beständig weiterentwickelt und verbessert [42]. Heute sind Operationen am Herzen mit einer großen Sicherheit und einem geringen Mortalitätsrisiko durchführbar.

Es stellt sich also die Frage, weshalb Chirurgen nicht die bereits vertrauten und zuverlässigen Operationsverfahren beibehalten und die Mühen auf sich nehmen, für zunehmend verkleinerte Zugänge neue Operationsverfahren zu entwickeln und sich neue Techniken anzueignen, die zum Teil viel diffiziler sind als die bisher angewandten Verfahren. Minimalinvasive Techniken bedienen sich zur Minimierung des Operationstraumas veränderter Schnittführung und endoskopischer Instrumente deren Handhabung erst erlernt werden muss.

Gründe für die Entwicklung minimalinvasiver Verfahren und alternativer Zugänge sind:

- Verbesserung der Operationsergebnisse hinsichtlich Funktionalität, Kosmetik und Komplikationsrate
- Reduktion von Blutverlust, Verwachsungen, Narbenbildung und Wundheilungsstörungen
- Ausweitung der Indikation zur herzchirurgischen Therapie bei geringeren Komplikationsraten
- besseres subjektives Befinden des Patienten durch verkürzte Rekonvaleszenzzeiten
- Kosteneinsparungen durch kürzere stationäre Aufenthalte und weniger benötigte Rehabilitationsmaßnahmen

Der Kreis der Patienten, der für einen herzchirurgischen Eingriff in Frage kommt, kann erweitert werden, wenn mit den Eingriffen eine verminderte Morbidität und Mortalität einhergeht. Somit könnten auch multimorbide Patienten mit einem erhöhten perioperativen Risiko einer Operationen zugeführt werden, die zurzeit nur durch ein interventionelles Verfahren therapiert werden können. Gerade durch Bypassoperationen könnten diese Patienten einen entscheidenden Nutzen davontragen, da die Offenheitsraten für chirurgisch angelegte Bypässe wesentlich besser sind, als für die katheterinterventionelle Angioplastie mit Stentimplantation [3].

Ein weiterer Nutzen der telemanipulatorgestützten Verfahren lässt sich für Patienten mit einer isolierten LAD-Stenose vorstellen. Eine isolierte unkomplizierte LAD-Stenose stellt bisher im Regelfall keine OP-Indikation dar. Patienten mit LAD-Stenosen werden bisher einer PTCA unterzogen, da diese Stenose allein noch keinen großen herzchirurgischen Eingriff rechtfertigt. Könnte diese Stenose allerdings minimalinvasiv operiert werden, so würde ein nunmehr geringes Trauma und eine wesentlich bessere Offenheitsrate der Bypässe (98,0% bei arteriellen Transplantaten und 82,4% bei Verwendung der V. saphena nach einem Jahr und 90,7% bei arteriellen Transplantaten und 80,2% bei Verwendung der V. saphena nach 5 Jahren [19]) einem ebenfalls geringen Trauma mit einem allerdings viel schlechteren Outcome gegenüberstehen. Nach PTCA und Sten-

implantation ist nach einem Jahr mit einer Restenoserate von bis zu 20% zu rechnen [86], während für Bypassoperationen (Versorgung der LAD mit der A. mammaria interna) erst nach 20 Jahren Restenoseraten von 10% berichtet werden [51].

Eine weitere Ausdehnung der operativen Möglichkeiten und eine Verbesserung der Komplikationsrate ist für Patienten mit Diabetes mellitus und COPD vorstellbar. Aufgrund des vermehrten Risikos für Wundheilungsstörungen bei Diabetikern und Patienten mit COPD [34, 78, 38, 68] wird die Verwendung beider Aa. mammaria internae zur Revaskularisation trotz besserer Offenheitsraten kontrovers beurteilt [43], da das Abpräparieren beider Aa. mammaria internae eine schlechtere Blutversorgung des Sternums und gerade bei Diabetikern und COPD - Patienten eine erhöhte Infektionsgefahr nach sich ziehen kann. Nach Gummert et al. und Tavalacci et al. [38, 80] stellt die Verwendung einer und beider Aa. mammaria internae ein erhöhtes Risiko für die Entwicklung einer Mediastinitis dar. Da aber gerade bei Patienten mit Diabetes mellitus die Vv. saphenae oft beschädigt sind, kommen sie als Material für Bypässe teilweise nicht mehr in Frage.

Abgesehen von der erhöhten Gefahr einer Mediastinitis bei Verwendung der Aa. mammaria internae, besitzen die Aa. mammaria internae bessere Eigenschaften im Langzeit follow-up von 15 und 20 Jahren. Sowohl Rankin et al. als auch Burfeind et al. konnten in Langzeitstudien zeigen, dass die Verwendung beider Aa. mammaria internae (IMA) deutliche Vorteile besitzt gegenüber der Verwendung nur einer IMA. In beiden Studien waren die Anzahl von Myokardinfarkt, Re-Operation, PTCA und Tod in der Gruppe mit zweifach IMA-Bypässen signifikant verringert [13, 70].

Wenn nun also eine qualitativ bessere Revaskularisation durch Verwendung beider IMAs gegeben ist, aber bei gleichzeitiger Sternotomie eine Wundinfektion zu befürchten ist, dann kann ein minimalinvasiver Zugang via Portinzisionen mit Verzicht auf eine Sternotomie eine Lösung aufzeigen, da bei Unversehrtheit des Sternums diese z. T. ernste Komplikation mit deutlich prolongierter Rekonvaleszenz zu vermeiden ist. Diese Vermutung wird gestützt durch die Tatsache, dass in einer minimalinvasiv operierten Gruppe keine Mediastinitis beobachtet wurde. Gummert et al. [38] schlagen demzufolge

einen minimalinvasiven Zugang zum Schutz vor Sternuminfektionen bei Hochrisikopatienten für Wundinfektionen vor.

Desweiteren sollen die minimalinvasiven Verfahren am schlagenden Herzen Patienten zugute kommen, für die der Einsatz der extrakorporalen Zirkulation eine Kontraindikation darstellt [22].

Minimalinvasive Zugänge können dazu beitragen, kosmetische Ergebnisse zu verbessern hinsichtlich Brustentwicklung und Skoliosebildung bei Kindern nach Operationen angeborener Herzerkrankungen. Ein operativer Zugang über die Sternotomie, aber auch bei Thorakotomien, ist eine deutlich erhöhte Prävalenz für Skoliosen und Hyperkyphosen zu verzeichnen [71, 41]. Ein atraumatischer Zugang über Portinzisionen könnte die Stabilität der Wirbelsäule weniger beeinträchtigen als die zuvor genannten Zugänge. Auch die anterolaterale Thorakotomie, die prinzipiell zufriedenstellendere kosmetische Ergebnisse liefert, als die mediane Sternotomie, trägt das Risiko der asymmetrischen Brustentwicklung mit sich [9]. Auch hier könnte ein Portzugang, bei dem nur minimal das Brustdrüsengewebe oder Muskelgruppen verletzt werden, Abhilfe schaffen.

Außerdem profitieren minimalinvasiv operierte Patienten von verminderten postoperativen Verwachsungen, was im Falle einer späteren Reoperation besonders wichtig ist. Da zunehmend Bioprothesen implantiert werden und diese im Laufe der Zeit degenerieren, wird die Anzahl der Folgeeingriffe ebenso steigen. Da die allgemeine Lebenserwartung steigt, wird die Anzahl der Zweitoperationen zunehmen.

Durch Verminderung des Operationstraumas haben die Patienten postoperativ weniger Schmerzen. Geringere Schmerzen beeinflussen die Atmung und die Mobilität der Patienten positiv. Dies trägt dazu bei, die Rekonvaleszenzzeiten und die Aufenthaltsdauer auf den Intensivstationen zu reduzieren [76, 35]. Die Patienten finden schneller wieder in den Alltag zurück. Nicht zuletzt kann dies helfen zur Kostenminimierung im Gesundheitssystem beizutragen.

Durch das geringere Operationstrauma wird eine starke Verminderung von Schmerzen erzielt, da wegen des interkostalen Zugangs das Sternum unversehrt bleibt und auch die Interkostalmuskulatur und die Rippen weitgehend geschont werden [53, 1].

In anderen chirurgischen Disziplinen sind minimalinvasive Eingriffe mittlerweile sehr verbreitet oder sogar schon Standard. Jährlich werden zum Beispiel 90% aller Cholezystektomien minimalinvasiv durchgeführt [65]. In der Urologie werden vor allem auf dem Gebiet der Prostatektomie zunehmend telemanipulatorgestützte Techniken verwendet. In den USA wurde das da Vinci® System im Mai 2001 für die radikale Prostatektomie zugelassen. Bereits drei Jahre nach der Zulassung dieses Verfahrens wurden mit 8.000 Prostatektomien mehr als 10% der 75.000 in den USA durchgeführten Prostatektomien mit dem da Vinci® System vorgenommen [21, 5]. Die telemanipulatorgestützte radikale Prostatektomie ist den konventionellen offenen Verfahren und der laparoskopischen radikalen Prostatektomie überlegen im Hinblick auf Operationsdauer, Blutverlust, postoperative Schmerzen, Komplikationen, Urinkontinenz und die Wiedererlangung der sexuellen Aktivität [60].

Bei der Diskussion um den Stellenwert der Robotik in der Herzchirurgie ist sicher eines festzustellen, dass eine weitere Verkleinerung der operativen Zugangswege mit den bisher in der konservativen Chirurgie verwendeten Instrumenten nicht mehr möglich sein wird. Die Weiterentwicklung der minimalinvasiven Zugänge ist eng mit der Weiterentwicklung in der Robotik verknüpft, da filigranere und leistungsfähigere Instrumente benötigt werden, weil das Instrumentarium der konventionellen Chirurgie in den minimalisierten Operationsgebieten keinen Platz mehr findet.

Weiterhin lassen sich mit einer verbesserten Anwendbarkeit der Telemanipulatoren die Anwendungsgebiete und Indikationen für deren Einsatz erweitern und somit kann auch die Anzahl der minimalinvasiv möglichen Verfahren gesteigert werden.

Rein endoskopische Vorgehensweisen konnten sich in der Herzchirurgie zunächst nicht etablieren, da endoskopische Instrumente nicht den nötigen Anforderungen entsprachen und die Methoden für alternative Verfahren für die extrakorporale Zirkulation noch nicht ausreichend entwickelt waren [1]. Die Entwicklung von peripheren Zugängen für

den kardiopulmonalen Bypass und die Möglichkeit, die Aorta endoaortal mit einem Ballon abzuklemmen, haben dazu geführt, dass einige intrakardiale Operationen durch zunehmend verkleinerte Zugänge operiert wurden. Aber erst durch den Ansatz, Telemanipulatoren für minimalinvasive Techniken einzusetzen, konnten totalendoskopische herzchirurgische Eingriffe vorgenommen werden.

Bei Untersuchungen von Anastomosen, die auf verschiedene Weise durchgeführt wurden, zeigt ein Versuch von Boyd et al. an Schweineherzen, dass die Anastomosen die besseren Ergebnisse lieferten, die unter dreidimensionaler Sichtweise und mit einem Telemanipulator durchgeführt wurden, verglichen mit Anastomosen, die mit geraden oder gebogenen endoskopischen Instrumenten durchgeführt wurden [12]. Ein Vergleich der telemanipulatorassistenten durchgeführten Anastomosen mit konventionell genähten Anastomosen ergab keine qualitativen Unterschiede. Es gab nach einer kurzen Lernkurve keine Intimaeinrisse, keine Stenosen oder Dehiszenzen mehr bei Verwendung des Telemanipulators. Falk et al. ziehen daher den Schluss, dass nach einer kurzen Lernkurve die telemanipulatorassistenten Anastomosen mit der gleichen Qualität durchgeführt werden können, wie mit der konventionellen Technik [27].

Die erste Operation mit dem da Vinci[®] System wurde von Carpentier und Kollegen an einer 52-jährigen Patientin mit einem Aneurysma und einem großen Defekt am Vorhofseptum durchgeführt [16].

Im Mai 1997 wurde von Carpentier und Loulmet die erste Mitralklappenrekonstruktion mit dem da Vinci[®] System durchgeführt. Eine Woche später führten Mohr und Kollegen die erste Bypassoperation und fünf Mitralklappenrekonstruktionen mit dem da Vinci[®] System durch [29].

Loulmet, Carpentier und Kollegen stellten daraufhin im Juni 1998 die erste voll endoskopische Bypassoperation mit dem da Vinci[®] System vor. Am stillgelegten Herzen wurde die linke A. mammaria interna mit der LAD anastomosiert [53].

Die erste rein endoskopische Bypassoperation ohne Thorakotomie wurde im Jahr 2000 durchgeführt [27]. Im selben Jahr berichten Kappert et al. erstmals eine total endoskopische Bypassoperation am schlagenden Herzen [48]. Mit der Anastomosierung der rechten A. mammaria interna mit der A. coronaria dextra zeigte die Gruppe von Aybek, dass auch Mehrgefäßerkrankungen den neuen minimalinvasiven Verfahren zugänglich sind. Auch Kappert et al. halten eine Einführung der minimalinvasiven Verfahren für Patienten mit Zweigefäßerkrankung für machbar [2, 22, 49].

Die erste totalendoskopische Mitralklappenrekonstruktion ohne Thorakotomie wurde 2000 von Lange et al. am Deutschen Herzzentrum München durchgeführt [59, 2]. Torracca und Kollegen berichten über die ersten erfolgreich durchgeführten Verschlüsse von Vorhofseptumdefekten im Jahr 2001 [82].

Die Entwicklung der minimalinvasiven Chirurgie hin zu totalendoskopischen Verfahren vollzieht sich schrittweise. Unter einem totalendoskopischen Verfahren versteht man in der Herzchirurgie ein Verfahren ohne Thorakotomie. Es wird ein interkostaler Zugang gewählt. Die Inzisionen betragen weniger als 4 cm und bieten den Zugang für die telemanipulatorchirurgischen Instrumente. Felger et al. skizzieren den Weg der minimalinvasiven Mitralklappenchirurgie [29]. Die verschiedenen Varianten den operativen Zugang zu verkleinern, beschreiben sie nach Loulmet und Carpentier in vier Schritten.

Im ersten Schritt werden Miniinzisionen von 10-12 cm Länge benötigt und es wird unter direkter Sicht operiert. Das zweite Level sieht eine nur noch 4-6 cm umfassende Mikroinzision vor. Bereits auf diesem Level wird mit Videounterstützung gearbeitet. Der nächste Verkleinerungsschritt wird über Portinzisionen erreicht, die kleiner als 4 cm sind. Die Sicht wird mit einer sprachgesteuerten durch einen Telemanipulator betriebenen Kamera, dem AESOP 3000, gesichert. AESOP steht für Automatic Endoscopic System for Optimal Positioning (Computer Motion Inc., Goleta, CA). Im vierten und letzten Level werden die Operationen video- und telemanipulatorgestützt mit Portinzisionen ausgeführt [29].

Speziell auf dem Gebiet der Herzchirurgie wird die Invasivität des Verfahrens allerdings nicht einzig durch den Zugang bestimmt. Einen großen Anteil am Operationstrauma hat neben der Sternotomie vor allem die extrakorporale Zirkulation. Bei einem Verzicht auf die extrakorporale Zirkulation (sog. off-pump Operationen am schlagenden Herzen) könnte das Risiko, systemische Entzündungsreaktionen, Blutungskomplikationen, Lungenödeme, postoperative zerebrale Funktionsstörungen, postoperatives Vorhofflimmern und hämolytische Erythrozytenschädigungen zu bekommen, verringert werden [18, 20, 52, 31].

Demzufolge stellt ein Verzicht auf die extrakorporale Zirkulation oder eine Verbesserung derselben eine Reduzierung des Operationstraumas dar. Ein Beispiel für die Verbesserung der Technik ist der Einsatz der mini-ECC (minimale extrakorporale Zirkulation). Der Hauptvorteil der mini-ECC besteht in verkürzten zu- und abführenden Schläuchen, so dass das für die initiale Füllung des Systems benötigte Primingvolumen verringert werden kann und weniger Bluttransfusionen benötigt werden. Die kleinere mit dem Blut in Kontakt tretende Fremdoberfläche minimiert außerdem die Thrombogenität des Blutes. Im Vergleich zur konventionellen kardiopulmonalen Bypass-technik wird weniger katecholaminerge Unterstützung benötigt und die Inzidenz von Vorhofflimmern ist geringer. Die Beatmungszeit, die Aufenthaltsdauer auf der Intensivstation und die gesamte Hospitalisationszeit ist verkürzt. Der postoperative Anstieg myokardialer Enzyme (CK-MB und Troponin I) ist bei mini-ECC Einsatz signifikant geringer als in der Vergleichsgruppe mit konventioneller extrakorporaler Zirkulation [46].

Das Maß an Invasivität wird desweiteren über den chirurgischen Zugang bestimmt. Der Verzicht auf eine Sternotomie mittels lateraler Mini-Thorakotomie oder partielle Sternotomie vermindert ebenfalls das Operationstrauma, wobei eine Reduktion von Wundheilungsstörungen und Schmerzen, sowie eine schnellere Rehabilitation im Vordergrund stehen. Bei Operationen mit dem Telemanipulator ist die Invasivität am weitesten reduziert, es werden lediglich drei kleine Löcher im Interkostalraum für die Trokare benötigt.

In Bezug auf das Operationstrauma und die vermeidbaren Risiken kann sowohl ein Eingriff ohne kardiopulmonalen Bypass, als auch der Verzicht auf die Sternotomie als minimalinvasiv betrachtet werden. Demzufolge wurden vielfältige Kombinationen von minimalen Zugängen bis hin zu total endoskopischen Verfahren einerseits mit Operationsverfahren am schlagenden Herzen ohne extrakorporale Zirkulation mit modifizierten Kanülierungsverfahren und Abklemmtechniken andererseits untersucht [18].

Als durchführbare Verfahren haben sich folgende herauskristallisiert [18]:

1. MIDCAB (minimally invasive direct coronary artery bypass)

Als Zugang wird die anteriore Mini-Thorakotomie gewählt, es wird am schlagenden Herzen operiert. Ziel ist die Revaskularisation der LAD mittels der linken IMA.

2. OPCAB (off-pump coronary artery bypass)

Als Zugangsweg wird eine mediane komplette oder partielle Sternotomie gewählt. Ziel ist die Mehrgefäßrevaskularisation am schlagenden Herzen.

3. TECAB (totally endoscopic coronary artery bypass)

Der Zugang wird total endoskopisch gewählt, normalerweise unter extrakorporaler Zirkulation. Der AHTECAB arrested heart totally endoscopic coronary artery bypass stellt eine Variante dar.

Nicht nur das Bestreben zunehmend atraumatisch zu operieren, kann die Morbidität und die Komplikationen im peri- und postoperativen Verlauf positiv beeinflussen. Der Begriff fast-track-surgery oder auch fast-track-rehabilitation bezeichnet ein multimodales interdisziplinäres Konzept mit der Zielsetzung die postoperative Rekonvaleszenz zu beschleunigen und die Morbidität zu senken. Dieses Konzept beinhaltet präoperative Patientenaufklärung und Schulung, atraumatische Operationen mit minimalen Zugängen, optimierte Anästhesie mit Verzicht auf intraoperative Hypoxie und Hypothermie, sowie effektive Analgesie mit Verzicht auf hohe systemische Gaben von Opioiden. Es wird versucht, die Patienten postoperativ früh oral zu ernähren und zu mobilisieren. Der Einsatz von Drainagen und Tuben soll möglichst eingeschränkt werden [35, 76]. In aus-

gewählten Patientenkollektiven mit geringen Risikofaktoren wird dieses Konzept bereits erfolgreich durchgeführt. Es ist zu erwarten, dass die Erkenntnisse nach ihrer Validierung und weiteren Etablierung gerade auch multimorbiden Patienten zugute kommen. Die minimalinvasive Chirurgie wird unter zunehmender Weiterentwicklung einen zentralen Anteil daran haben.

Da mit über 700.000 durchgeführten Bypassoperationen und über 250.000 ersetzten Herzklappen weltweit pro Jahr die Zahl der am Herzen operierten Patienten sehr groß ist [50, 85], wird eine Vielzahl von Patienten von einer Verbesserung der Operationstechniken in der Herzchirurgie profitieren können, wenn es gelingt, die zunehmend minimalinvasiven Verfahren mit den gleichen hohen Standards durchzuführen, wie dies in der konventionellen Herzchirurgie bereits der Fall ist.

Auf dem Gebiet der Herzchirurgie können mit minimalinvasiven Techniken unter zur Hilfenahme des da Vinci[®] Systems vor allem Mitralklappenrekonstruktion und Mitralklappenersatz, ASD-Verschluss, Aortenklappenersatz und totalendoskopischer koronararterielle Bypass (TECAB) operiert werden [1, 47, 62].

Die in der Literatur beschriebenen Berichte über durchgeführte ASD-Verschlüsse wurden an Erwachsenen durchgeführt [1, 82, 84], da bei sehr kleinen Kindern die Größe der Instrumente noch in einem Missverhältnis zu dem verfügbaren Platz steht, den der Interkostalraum bietet [79]. Die durchgeführten Operationen zeigten gute funktionelle und kosmetische Ergebnisse. Demgegenüber stehen jedoch eine verlängerte Abklemmzeit und die Komplexität des Verfahrens. Eine weitere Verbesserung der Instrumente sollte dies beheben, sodass die Vorteile dieses Verfahrens deutlich überwiegen.

In der Kinderherzchirurgie werden bisher ausschließlich extrakardiale Läsionen mit dem da Vinci[®] System versorgt, wie zum Beispiel der persistierende Ductus arteriosus oder arterielle Gefäßringe. Das Fehlen von feineren und präziseren Instrumenten hat bisher verhindert, dass noch komplexere Herzfehler versorgt werden können. Eine verbesserte intrakardiale Bildgebung zum Beispiel durch 3-dimensionale Echokardiographie in Echtzeit und ein verbessertes taktiles Feedback werden gefordert, um auch intrakardiale Operationen telemanipulatorassistent bei kleinen Kindern durchführen zu können [79].

Gerade Kinder können von minimalinvasiven Verfahren besonders profitieren, da es bei Operationen von Kindern besonders wichtig ist, die postoperativen Schmerzen so gering wie möglich zu halten. Überdies stellt die Verbesserung des kosmetischen Ergebnisses einen nicht unwesentlichen Punkt dar. Kosmetisch beeinträchtigend ist nicht nur die Sternotomie, sondern auch der Zugang über eine anterolaterale Thorakotomie, der für PDA- und ASD-Verschlüsse, sowie für die Operation der Aortenisthmusstenose gewählt wird. Der anterolaterale Zugang beeinträchtigt die symmetrische Brustentwicklung bei Mädchen, die vor der Pubertät operiert werden. In diesen Fällen könnte neben einer von Schreiber et al. favorisierten muskelschonenden horizontalen Inzision in der mittleren Axillarlinie auch ein minimalinvasives Verfahren über Portinzisionen eine Lösungsmöglichkeit aufzeigen [74, 75].

Den Vorteil des blutungsärmeren Operierens haben Herzchirurgen bereits bei problematischen Fällen wie z.B. den Zeugen Jehovas und HIV-Patienten genutzt [17]. Es kann im Falle der Zeugen Jehovas die Zahl der Bluttransfusionen verringert oder auch vermieden werden. Der direkte Kontakt mit Blut bei Patienten mit einem hohen Infektionsrisiko, wie dies bei HIV- oder Hepatitis-kranken der Fall ist, kann beim Einsatz von telemanipulatorgestützten Techniken umgangen werden.

Bis Mai 2001 wurden mit dem da Vinci[®] System 1250 endoskopische Herzoperationen weltweit durchgeführt [47].

Im Jahr 2002 wurden 4-5% der jährlich ca. 70.000 herzchirurgischen Eingriffe in Deutschland mit einem minimalinvasiven Verfahren behandelt, wobei hier die OPCAB und MIDCAB Techniken im Vordergrund stehen [18].

Eine weitere Verbesserung der Operationstelemanipulatoren, wie zum Beispiel durch Implementierung von Haptik, kann die Sicherheit dieser Eingriffe verbessern. Ferner kann die Einführung von Haptik dazu führen, dass die diffizile Handhabung der Systeme leichter erlernbar wird und die telemanipulatorgestützte Chirurgie auf lange Sicht nicht nur den hochspezialisierten Zentren vorbehalten bleibt.

4.2 Diskussion der Methoden

Der Einfluss von Haptik auf die Qualität des chirurgischen Arbeitens ist mit dem von uns gewählten System untersuchbar (siehe Abb. 3.1 Fadenriss als Maß für das Telepräsenzempfinden / Validierung des Setups). In diesem Versuchsteil wurde die Differenzkraft gemessen zwischen der geäußerten Vermutung des Chirurgen, der Faden würde gleich reißen, bis zum tatsächlichen Riss. Je kleiner die Kraftdifferenz zwischen beiden Ereignissen ist, desto präziser kann der Chirurg seinen eigenen Kraftaufwand einschätzen. Die Fähigkeit das eigene Einwirken auf eine Remoteumgebung korrekt einzuschätzen wird als Telepräsenzempfinden bezeichnet. Unsere Untersuchungen ergeben, dass mit Krafrückkopplung das Telepräsenzempfinden zunimmt. Dabei spielt es keine Rolle, wie stark die Kraft zurückgemeldet wird. Das Telepräsenzempfinden ist mit jeder haptischen Rückmeldung besser als ohne haptische Rückmeldung.

In unserem Versuch ist es dem Chirurgen also möglich, eine korrekte Einschätzung seiner aufgewendeten Kräfte zu geben. Da es mit dem von uns verwendeten Telemanipulator gelungen ist, dem Anwender bei Zuschaltung von Haptik ein besseres Telepräsenzempfinden zu geben, kann gesagt werden, dass der Aufbau des Experimentes geeignet ist, unsere Fragestellungen zu beantworten.

Wir haben unsere Daten aus dem Versuch mit 23 Chirurgen und zwei Studenten mit unterschiedlichen Kenntnissen und Erfahrungen gewonnen. Bisherige Versuche zum Nutzen des Einsatzes von Krafrückkopplung wurden oftmals mit weitaus weniger Probanden durchgeführt. An den Versuchen von MacFarlane et al. und Hu et al. nahmen fünf Chirurgen und fünf nicht-chirurgisch tätige Personen teil, bei Bethea und Kollegen führten fünf Chirurgen die Versuche aus [7, 45, 54]. Wir leiten aus der größeren Anzahl der Testpersonen eine gute Validität für unsere Ergebnisse ab.

Der vorgestellte Versuch fand nicht unter in vivo Bedingungen statt. So verwendeten wir ein an Elastizität und Reißfestigkeit dem menschlichen Gewebe vergleichbares Kunststoffgewebe, allerdings sind einige Komplikationen wie z.B. Blutungen in dieser Form nicht untersuchbar. Trotzdem lassen sich Variablen, wie die Summe der Gewebs-

traumatisierung und dabei auftretende Kräfte, beurteilen und lassen Rückschlüsse auf in vivo Bedingungen zu. Einerseits weil die gewonnenen Kraftdaten in einem Bereich liegen, der auch für vitales Gewebe gilt (siehe Tab. 4.2 und 4.3), und andererseits weil den Versuchsteilnehmern die Aufgabe gestellt war, möglichst ohne Verletzung der umgebenden Strukturen zu nähen, genauso wie unter in vivo Bedingungen. Wie erwartet, wurden trotzdem Strukturen verletzt. Es war uns also möglich, zu untersuchen unter welchen haptischen Bedingungen es den Versuchspersonen leichter gelang, ohne Traumatisierung zu arbeiten.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

Das verbesserte Telepräsenzzempfinden bei zugeschalteter Krafrückkopplung ist das zentrale Ergebnis, welches uns erlaubt unseren Versuchsaufbau und die daraus folgenden Ergebnisse als valide zu erachten. Auch die Tatsache, dass es bei der Untersuchung zur Verbesserung des Telepräsenzzempfindens keinen Unterschied innerhalb der verschiedenen Erfahrungsgruppen gab, zeigt, dass es sich bei der Verbesserung der Immersion um ein konstantes Ergebnis handelt.

Wenn durch Haptik die auftretenden Kräfte bei der Detektion von Gefäßstenosen abnehmen und damit das potentielle Risiko für Gewebstraumatisierung sinkt, dann ist diesem Ergebnis große Bedeutung beizumessen, da während des Detektierens der Stenosen ein Vorgang simuliert wird, der bei der Präparation von Gewebe entscheidend ist. Der Chirurg verschafft sich während des Operierens durch Betasten und Auseinanderdrängen von Strukturen einen Überblick über den Operationssitus und die Gewebsbeschaffenheit. Das Präparieren nimmt bei einer Operation einen Großteil der Zeit in Anspruch.

Wenn also das Detektieren und somit das Präparieren mit Haptik schonender gestaltet werden kann, dann kann Haptik einen großen Anteil an der Verminderung des Operationstraumas und des Blutungsrisikos haben und damit zur verbesserten Sicherheit telemanipulatorgestützter Operationen beitragen. Das Vermeiden von Gewebsblutungen bei endoskopischen Operationen ist von großer Wichtigkeit, da vermehrte Blutungen dazu führen können, dass die Sicht auf das Operationsgebiet und somit auch die endoskopische Operation unmöglich wird. Das Vermeiden von Blutungen hat in der endoskopischen Chirurgie sogar eine größere Bedeutung als in der konventionellen offenen Chirurgie, da auch ein relativ kleiner nicht vital bedrohender Blutverlust aufgrund der Sichtbehinderung eine weitere endoskopische Operation verhindern und zur Konversion zur offenen Operation zwingen kann.

Allerdings konnte mit Haptik die Geschwindigkeit beim Detektieren der Gefäßstenosen nicht verbessert werden. Wir hatten erwartet, dass sich die Versuchsteilnehmer aufgrund einer verbesserten Immersion schneller sicher sein könnten, eine korrekte Aussage über

die Gewebsbeschaffenheit zu treffen. Von einer schnelleren Orientierung über die Gewebsbeschaffenheit erwarten wir langfristig eine Verkürzung der Operationszeiten mit dem Telemanipulator, die in der Literatur überwiegend als verlängert gegenüber den konventionellen Verfahren angegeben werden [79, 82, 23, 39]. Die einzige Ausnahme, in der die Operationszeit mit dem Telemanipulator unter der Zeit bei einem konventionellen Eingriff lag, wird bei der radikalen telemanipulatorgestützten Prostatektomie berichtet [60].

Auch kann die Treffsicherheit für die richtigen Ergebnisse bei der Detektion von Gefäßstenosen durch Haptik nicht positiv beeinflusst werden. Zudem verwendeten die Chirurgen tme bei der Detektionsaufgabe mehr Kraft, als die beiden übrigen Gruppen.

Weder die Mittelwerte für Kräfte beim Knoten, noch die dabei aufgetretenen Maximalwerte konnten durch Haptik verringert werden. Das Gleiche gilt für die Kräfte, mit denen Zerstörungen verursacht wurden. Das liegt möglicherweise daran, dass bei der Knotenaufgabe eine visuelle Kompensation sehr viel besser möglich war als bei der Detektionsaufgabe. Bei der Detektion konnte nur eine geringe Verformung des Gewebes gesehen werden, wenn die Versuchspersonen mit dem Greifer das Gewebe betasteten. Beim Knoten hingegen zogen sich teilweise die Knoten beim Zuziehen beträchtlich in die Höhe und versehentlich gegriffenes Gewebe wurde ebenso gut sichtbar nach oben gezogen, was die Versuchspersonen dazu veranlasste weniger Kraft auszuüben. Ein Ausschließen visueller Kompensation war beim Knoten jedoch weder sinnvoll noch möglich, da die Knoten einerseits nicht blind gemacht werden können und dies andererseits keinem natürlichen Vorgehen beim Operieren entspräche. Schließlich gilt es nicht, die Haptik isoliert zu bewerten, sondern im Zusammenspiel aller Einflüsse während der gesamten Operation einen Zusatznutzen der Haptik zu untersuchen.

Die Kraftdaten, die dieser Evaluation zugrunde liegen, wurden ausschließlich bei „Operationen“ mit dem Telemanipulator an künstlichem Gewebe gemessen. Es ist daher wichtig, diese Kräfte in Relation zu den Kräften zu sehen, die einerseits bei konventionellem Operieren mit den Händen und andererseits bei Operationen an echtem Gewebe

auftreten. Hierzu lassen sich unsere Werte vergleichen mit Werten, die sich aus Versuchen von Bethea et al. und Peirs et al. ergaben [7, 67].

Der Versuch von Bethea et al. ist für uns deswegen interessant, weil hier die von Händen aufgewendete Kraft untersucht und mit den Kräften an endoskopischen Instrumenten verglichen wird. Somit können wir die mit unserem System erhobenen Kraftdaten vergleichen und überprüfen.

Peirs et al. messen die Kräfte, die an einem Nadelhalter anliegen, wenn er verschiedene Gewebe einer Ratte mit 6 verschiedenen Nadeltypen durchsticht. Dieser in vivo Versuch ist wichtig für uns, um zu überprüfen, ob das von uns verwendete Kunstgewebe eine möglichst realitätsnahe Abbildung darstellt und ob die von uns erhobenen Kraftdaten im Umkehrschluss auch für in vivo Bedingungen gelten können.

Peirs et al. durchstechen sehr weiches Lebergewebe, Muskelgewebe und die recht feste Haut einer Ratte mit einem endoskopischen Nadelhalter, der mit Dehnmessstreifen ausgestattet ist. Die Dehnmessstreifen sind wie bei unseren Instrumenten an der Spitze des Instruments angeordnet. Die größten Spitzenkräfte beim Durchstechen des Gewebes liegen bei 2,3 N, die kleinsten Spitzenkräfte bei Lebergewebe liegen bei 0,2 N. Die Kräfte, die Peirs beim Durchstechen der Gewebe erhebt, können mit den Kraftwerten aus unserer Knotenaufgabe verglichen werden, da es sich bei beiden Handlungen um feinfühliges Bearbeiten von Gewebe handelt.

Tab. 4.1: Vergleich der Kraftwerte [N] von Peirs et al. beim Durchstechen von Muskel, Leber und Haut mit eigenen Kraftdaten [N] beim Nähen von Kunstgewebe

	Peirs et al.	Daten H0	Daten H1	Daten H2
niedrigster Kraftwert beim Durchstechen/Knoten	0,2	0,15	0,29	0,04
höchster Kraftwert beim Durchstechen/Knoten	2,3	2,86	2,21	2,26

Wie die Tabelle 4.1 zeigt, liegen unsere Werte im Rahmen der in der Literatur genannten Daten. Dies zeigt, dass der Versuchsaufbau und speziell das von uns verwendete Kunststoffgewebe realitätsnahe Ergebnisse liefert.

Ein weiterer Punkt, den Peirs et al. ansprechen ist die ideale Auflösung der Kraftwiedergabe, die ein möglichst gutes haptisches Feedback gewähren soll. Peirs et al. verwenden eine Kraftauflösung von 0,01N. In unserem Vorversuch haben wir ebenfalls Untersuchungen zur Absolutschwelle der Kraftempfindung durchgeführt, um den kleinsten noch spürbaren Kraftunterschied festzustellen, der dann rückgemeldet werden muss. Wir ermittelten den Wert von 0,012 N als Absolutschwelle. Auch diese Werte sind annähernd gleich. Eine andere Gruppe, die sich mit der Konstruktion von Instrumenten mit Kraftsensoren beschäftigt, verwendete ebenfalls eine vergleichbare Sensitivität von 0,05 N für die rückgemeldete Kraft [77].

Bethea et al. untersuchten die „optimalen“ Kräfte für das Zuziehen von Knoten, indem sie Herzchirurgen verschiedenes Nahtmaterial kneten ließen (2-0 Ti-Cron, 5-0, 6-0 und 7-0 Polypropylen). Die mit den Händen verwendete Kraft wurde als „Idealkraft“ bezeichnet und ist für uns von besonderem Interesse, da sie es ermöglicht, die mit unserem System erzielten Kräfte in Relation zu setzen. Anschließend wurden Knoten telemanipulatorassistent mit und ohne Krafrückmeldung durchgeführt. Die Krafrückmeldung erhielten die Chirurgen nicht haptisch, sondern visuell über eine Farbskala, wobei die als ideal ermittelte Kraft, mit der die Chirurgen kneten sollten, in einem grünen Bereich angezeigt wurde. Für den auch in unserem Versuch verwendeten 6-0 Prolene Faden wird eine ideale mittlere Kraft von 0,71 N, Standardabweichung 0,6 N berichtet. Der Kraftaufwand betrug bei telemanipulatorassistentem Knoten ohne visuelle Krafrückmeldung 0,78 +/- 0,48 N, bei telemanipulatorassistentem Knoten unter visueller Krafrückmeldung 0,99 +/- 0,11 N (siehe Tab.4.2) [7].

Tab. 4.2: Ergebnis für Kräfte beim Knoten von Bethea et al. [7]

Nahtmaterial	rein manuell geknotet Mittelw. +/- Standardabw.	telemanipulatorassistent ohne Krafrückmeldung Mittelw. +/- Standardabw.	telemanipulatorassistent Krafrückmeldung visuell Mittelw. +/- Standardabw.
6-0 Prolene	0,71 N +/- 0,06 N	0,78 N +/- 0,48 N	0,99 N +/- 0,11 N

Tab.4.3: Unsere Ergebnisse für Kräfte beim Knoten

Nahtmaterial	telemanipulatorassistent ohne Krafrückmeldung H0 Mittelw. +/- Standardabw.	telemanipulatorassistent Krafrückmeldung 1:1 H1 Mittelw. +/- Standardabw.	telemanipulatorassistent Krafrückmeldung 1:2 H2 Mittelw. +/- Standardabw.
6-0 Prolene	1,2 N +/- 0,16 N	1,21 N +/- 0,09 N	1,14 N +/- 0,14 N

Der Vergleich unserer Kraftwerte mit denen aus der Literatur bestätigt unsere Ergebnisse dahin gehend, dass insgesamt vergleichbare Werte für den Kraftaufwand beim Knoten gemessen wurden. Allerdings zeigen die Ergebnisse unterschiedliche Tendenzen auf. Während die visuelle Krafrückmeldung einen höheren Kraftaufwand bewirkte, erzielt die haptische Krafrückmeldung einen tendenziell niedrigeren Kraftaufwand, als ohne Haptik. Diese Tendenz bleibt allerdings ohne Signifikanz.

Für alle Polypropylen Fäden (5-0, 6-0 und 7-0 Prolene) berichten Bethea et al. über erhöhte Kraftaufwendung beim Knoten, wenn bei telemanipulatorgestütztem Knoten die visuelle Haptik angeschaltet wurde. Generell sind die Kräfte beim telemanipulatorgestützten Knoten größer als die Idealkraft für das Knoten, die beim Knoten mit der Hand ermittelt wurde. Auch unsere Kräfte beim Knoten sind größer als die ermittelte Idealkraft.

Bethea et al. vermerken einen konsistenteren Kraftaufwand unter haptischer Rückmeldung ablesbar an den geringeren Standardabweichungen.

Weitere Beobachtungen decken sich mit unseren Ergebnissen:

1. Feines Polypropylen Nahtmaterial wird sowohl mit als auch ohne Krafrückkopplung gebrochen. Wir können bei den verschiedenen Bedingungen ebenfalls keinen Unter-

schied bezüglich der Anzahl der Gewebserstörungen vermerken, wobei wir unter die Gewebserstörungen neben Gewebsverletzungen auch unerwünschte Fadenrisse subsumieren.

2. In der Literatur wird von unterschiedlichen Knotentechniken berichtet [7]: Einige Chirurgen verwenden gleiche Kräfte in beiden Händen, andere favorisieren eine verstärkte Kontrolle in einer Hand. Wir betrachteten ebenfalls die Arbeitsweise der Chirurgen, indem wir untersuchten, mit welchem Kraftaufwand die Chirurgen jeweils ihre dominante und nicht-dominante Hand einsetzten. Dies geschah mit der Fragestellung, ob bei fehlendem haptischem Feedback die nicht-dominante Hand, der eventuell weniger Aufmerksamkeit zuteil wird, Schäden anrichtet, weil das Instrument in dieser Hand mit unverhältnismäßig hoher Kraft irgendwo im Gewebe „abgelegt“ worden ist, oder weil sie eventuell zu fest am Gewebe zieht. Dieses Verhalten der nicht-dominanten Hand hielten wir speziell dann für denkbar, wenn keine haptische Rückmeldung gegeben ist und der Versuchsteilnehmer keine Information der eigenen Kraftaufwendung in dem vermutlich weniger beachteten Instrument in der nicht-dominanten Hand erhält.

Unsere Untersuchungen ergaben aber, dass sich der Median der durchschnittlich aufgewendeten Kräfte in der dominanten und nicht-dominanten Hand nicht unterscheidet. Dies gilt für alle Haptikeinstellungen und auch bei fehlendem haptischem Feedback. In unserer Untersuchung fanden wir jedoch heraus, dass die Erfahrung der Chirurgen eine Rolle spielt in der Art und Weise wie sie ihre Hände steuern: Die erfahrenen Chirurgen agieren mit signifikant geringerer Kraft in der nicht-dominanten Hand als die jungen Chirurgen sowohl mit, als auch ohne Krafrückkopplung. Dies konnten wir bei H0 und bei der zweifach verstärkt rückgemeldeten Haptik H2 nachweisen, bei der einfach verstärkten Krafrückmeldung H1 wurde das Signifikanzniveau für den Nachweis nur knapp verfehlt ($p = 0,056$).

3. Das Fehlen haptischer Rückmeldung kann visuell kompensiert werden durch die Beobachtung des Gewebes beim Knoten. Wenn der Knoten sich durch starken Zug vom Gewebe abhebt, wird der starke Zug am Knoten rein visuell deutlich. Auch diese in der Literatur erwähnte Beobachtung können wir teilen. Während des Versuchs konnten die

Probanden ihre Aktionen visuell kontrollieren und den Zug am Gewebe bei zu starker Deformierung vermindern, wobei die Deformierung des Gewebes zum Teil eindrücklich sichtbar war und daraufhin der Zug am Gewebe vermindert wurde.

Diese Feststellung könnte nun dazu führen, dass die visuell beeinflusste Kraftregulation ein haptisches Feedback überflüssig erscheinen lässt. Es muss jedoch festgestellt werden, dass die visuelle Beurteilung von Kraft ein recht spätes Regulativ darstellt, denn wenn sich der Knoten bereits vom Gewebe abhebt, liegt schon ein enormer Zug am Gewebe an, der für die Festigkeit des Knotens nicht nötig ist und das Gewebe traumatisiert. In vivo könnten außerdem bei einem solch starkem Zug Blutungen an der Stichstelle auftreten, die in unserem Experiment nicht auftreten konnten, weil die Knoten an Kunststoffgewebe ausgeführt wurden. Somit kann sich möglicherweise in vivo die visuelle Kompensation, die sich im Experiment als gute Hilfe erwies, als nicht ausreichend darstellen, wenn es durch den vermehrten Zug zu stärkerer Blutung kommt, die im Experiment so nicht untersucht werden konnte.

Bethea et al. halten die visuelle Information für keinen adäquaten Ersatz für haptisches Feedback, weil die visuelle Kompensation als sensorische Substitution nur von sehr erfahrenen Chirurgen anwendbar sein soll, die gute Vorstellungen von der Beschaffenheit des Gewebes haben und Kraft ihrer Erfahrungen aus dem Maß an Gewebsdeformierung Rückschlüsse auf die verwendete Kraft ziehen können [7].

Diese Ansicht teilen wir allerdings nicht, da wir den Einfluss von Erfahrung bei jeder einzelnen Variable untersucht haben. Wir konnten jedoch keine besseren Ergebnisse bei erfahrenen Chirurgen gegenüber jungen Chirurgen für Knotenkräfte, Zerstörungskräfte, Maximalkräfte, Knotenanzahl, die Summe der Zerstörungen, den Bewegungsablauf und der Richtigkeit und Geschwindigkeit bei der Detektion von Stenosen nachweisen.

Offensichtlich ist ein Telemanipulator auch für unerfahrenere Chirurgen gut zu bedienen, jedenfalls nicht schlechter, als durch die sonst erfahreneren Kollegen. Im Gegenteil, es lässt sich sogar feststellen, dass die erfahrenen Kollegen ihren ansonsten deutlichen Vorsprung an operativen Fähigkeiten am Telemanipulator nicht behaupten können.

Dies mag daran liegen, dass sich sowohl die erfahrenen als auch die unerfahrenen Chirurgen in diesem Fall am Beginn der Lernkurve befinden. Das hätte nicht so sein müssen. Es wäre auch möglich gewesen, dass die erfahrenen Chirurgen auf einem höheren Level ihre Lernkurve beginnen. Unsere Ergebnisse zeigen, dass dem nicht so ist. Wegen der Andersartigkeit des Systems müssen auch sehr erfahrene Chirurgen sich erst mit dem Umgang des Telemanipulators vertraut machen. Möglicherweise wirkt sich die fehlende Erfahrung sogar positiv aus, da die Andersartigkeit des Arbeitens mit einem Telemanipulator als weniger störend und ungewohnt empfunden wird. Zudem ist es möglich, dass eine zunehmend an neue Techniken gewöhnte Generation schneller mit virtuellen Szenarien vertraut zu machen ist und einige Fertigkeiten, die für das endoskopische Operieren hilfreich sind, bereits bei Computerspielen trainiert haben könnte: Sowohl bei Computerspielen, als auch beim endoskopischen Operieren muss sich der Anwender in einem imaginären dreidimensionalen Raum zurechtfinden, der durch ein zweidimensionales Bild eines Bildschirms abgebildet wird. Es gibt in beiden Fällen keinen direkten Handkontakt und die realen Handbewegungen müssen je nach Anforderungen vergrößert oder minimalisiert ausgeführt werden, je nachdem wie es die virtuelle Situation erfordert. In zwei Studien von Miskry et al. [61, 37] konnte gezeigt werden, dass die beim Computerspiel gezeigte Geschicklichkeit korreliert mit der Geschicklichkeit, mit der endoskopisch chirurgische Tests durchgeführt wurden.

Wir können allerdings keine Aussagen über den Verlauf einer Lernkurve mit oder ohne Haptik machen, da wir durch unseren Versuchsaufbau einen statistisch erkennbaren Lerneffekt ausgeschlossen haben, indem wir allen Teilnehmern die haptischen Einstellungen in unterschiedlicher Reihenfolge dargeboten haben.

In diesem Zusammenhang ist auch ein Artikel von Mahmood und Darzi [55] interessant, der darlegt, dass beim Training an einem Koloskopiesimulator kein Lerneffekt ohne haptische Rückmeldung zu verzeichnen ist. Bei einer Koloskopie ist zwar kein genaues haptisches Empfinden vorhanden, es bleibt aber noch ein grobes Kraftempfinden bestehen bei der Steuerung des Koloskops. Der Lerneffekt, der bei einiger Erfahrung im Koloskopieren unzweifelhaft besteht, ist also auf das Vorhandensein haptischen Feedbacks zurückzuführen. In unserer Evaluation zeigt das haptische Feedback bei vie-

len Variablen nicht die erwartete signifikante Verbesserung. Möglicherweise zeigt sich aber ein Nutzen von Haptik gerade erst dann, wenn die Teilnehmer schon mehr Übung mit dem System haben und mit Haptik ein größerer Lerneffekt zu erzielen ist und somit der Vorsprung gegenüber Systemen ohne Haptik ausgebaut werden kann. Da aber in unserem Versuchsaufbau gezielt das Auftreten von Übungseffekten ausgeschlossen wurde, konnten wir den vermuteten Nutzen von Haptik für eine günstigere Lernkurve nicht nachweisen.

Eingangs stellten wir die Überlegung an, ob eine Implementierung von Haptik die Telemanipulatoren anwenderfreundlicher gestalten kann und infolgedessen Arbeiten mit dem Telemanipulator schneller und zielsicherer ausgeführt werden können. Obwohl Geschwindigkeit nicht generell für das Operationsergebnis entscheidend ist und die Qualität des Eingriffs bestimmt, so ist doch besonders in der Herzchirurgie die Geschwindigkeit, mit der eine Operation ausgeführt wird, von einiger Bedeutung, da die Ischämiezeit des Herzens eine zeitliche Limitierung des Eingriffs darstellt. Außerdem war es für uns interessant die Geschwindigkeit der Bewegung zu betrachten, da ökonomische Handbewegungen, akkurates Setzen der Instrumente und Abstraktion der Bewegungen auf den entfernten oder virtuellen Raum die Dauer der Operation beschleunigen und eine schnellere Handhabung der Systeme auf eine größere Geschicklichkeit schließen läßt.

In unserer Evaluation konnte durch haptisches Feedback kein schnelleres Arbeiten nachgewiesen werden. Es konnte bei keiner Haptikeinstellung und unabhängig von der Erfahrung die Summe der Knoten gesteigert werden. Auch die subjektive Bewertung des Bewegungsablaufs zeigte keine Verbesserung hinsichtlich eines flüssigeren oder zügigeren Bewegungsablaufs auf.

Bei der zweifach verstärkt rückgemeldeten Haptik H2 konnten jedoch sowohl die Chirurgen tme als auch die konventionellen Chirurgen schneller arbeiten, als die noch unerfahreneren Kollegen.

Dieses Ergebnis lässt sich mit den Aussagen des Fragebogens in Einklang bringen, indem die konventionellen und die Chirurgen tme eine Bevorzugung der zweifach rückgemeldeten Haptik angaben. Die jungen Chirurgen empfanden die ebenmerkliche Kraftrückkopplung H1 als angenehmer.

Ziel dieser Evaluation ist es, den Stellenwert zu bestimmen, den Haptik in telemanipulatorgestützten Operationen hat. Hierbei war es in erster Linie wichtig, zwischen Szenarien mit und ohne Haptik zu unterscheiden. Erst zweitrangig stellt sich für uns die Frage der optimalen Skalierung der Haptik, da die optimale Skalierung einerseits von persönlichen Vorlieben abhängt, wie der Fragebogen zur Bevorzugung der Haptikskalierungen zeigt, andererseits handelt es sich bei der Optimierung der verschiedenen Skalierungen um ein technisch lösbares Problem, da verschiedene Haptikskalierungen angeboten werden könnten, vergleichbar dem motion scaling, bei dem der Chirurg wählen kann, in welchem Verhältnis seine Bewegungen übersetzt werden sollen.

In diesem Setup zeigt sich hinsichtlich der Frage nach optimaler Skalierung im Überblick eine Tendenz zur zweifach verstärkten Haptik. Einerseits ist dies die überwiegend bevorzugte Haptik, andererseits ist dies auch die einzige Haptikeinstellung, bei der sich Verbesserungen gegenüber H0 abzeichnen.

Die Ergebnisse zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Mehrzahl der Ergebnisse entgegen unserer Vermutung nicht für einen entscheidenden Zusatznutzen der Haptik spricht.

Dennoch widerlegt diese Evaluation nicht generell den Nutzen von Haptik, da einige wichtige Ergebnisse für einen möglichen Nutzen von Haptik sprechen:

Erstens spricht die im Validierungsversuch gezeigte verbesserte Immersion dafür, dass Haptik dazu beitragen kann, einen verbesserten Eindruck der applizierten Kräfte zu erhalten. Erstaunlich ist allerdings, dass die folgenden Experimente, die diesen Nutzen an definierten Parametern bestätigen sollten, überwiegend ohne signifikanten Unterschied blieben.

Zweitens ist die Kraftaufwendung bei der Detektion von Gefäßstenosen vermindert. Wie bereits oben erwähnt, ist dem Betasten von Gewebe eine zentrale Bedeutung zuzumessen, da Präparation und Betasten des Gewebes einen Großteil der Operation ausmacht. Wenn Haptik also für das Betasten und Präparieren von Gewebe einen Vorteil bringt, dann ist schon allein deswegen am Konzept von Haptikimplementierung zur Verbesserung bestehender Systeme festzuhalten.

Drittens wird insgesamt von den Versuchsteilnehmern die zweifach verstärkt rückgemeldete Haptik bevorzugt. Die jungen Chirurgen bevorzugen eher die einfach verstärkte Haptik. Nur 20% der Versuchsteilnehmer bevorzugen ein Arbeiten ohne haptische Rückmeldung.

Viertens kann die Arbeitsweise der Chirurgen genau analysiert werden, wenn auch eine Kraftaufzeichnung während des Arbeitens erfolgen kann, wie in diesem Experiment mit dem Telemanipulator gezeigt. Unsere Untersuchungen zeigen zum Beispiel einen Unterschied in der Arbeitsweise der jungen und erfahrenen Chirurgen bezüglich ihrer Verwendung der dominanten und nicht-dominanten Hand. Der Vergleich der Arbeitsweise von jungen und erfahrenen Chirurgen kann dazu genutzt werden, Arbeitsweisen zu speichern und exakt zu analysieren hinsichtlich Bewegungsablauf, Bewegungsmuster und Kraftaufwand. Der Vergleich kann zur gezielten Fehleranalyse und zum Aufdecken von Ungeschicklichkeiten in der Handhabung des Systems verwendet werden. All dies kann dazu verwendet werden, die jüngeren Chirurgen gezielt zu trainieren.

Unter Einbeziehung der Kraftrückkopplung können Systeme für das Telementoring und für Telekonferenzen, die zurzeit schon Anwendung finden, weiter verbessert werden [24].

4.4 Limitationen

4.4.1 Limitationen minimalinvasiver Techniken

Ganz allgemein muss zum jetzigen Zeitpunkt die Handhabung der Systeme deutlich verbessert werden, damit in gesicherter Qualität und mit adäquatem Zeitaufwand minimalinvasive Operationen durchgeführt werden können. Der einzige auf dem Markt erhältliche chirurgische Telemanipulator wird in seiner Handhabung als zu groß, zu schwer, zu sperrig und zu unbeweglich wahrgenommen und kritisiert.

Der Einsatz minimalinvasiver Techniken verlangt oft ein vollständig anderes Instrumentarium als es in der konventionellen Chirurgie verwendet wird. Um damit sicher umgehen zu können und somit die Vorteile dieser Techniken voll ausschöpfen zu können, bedarf es viel Training und Erfahrung mit den Operationsverfahren und den Instrumenten.

Klappenoperationen, angeborene Herzfehler und einen Großteil der Bypässe nicht sicher operieren zu können, stellt einen wesentlichen Schwachpunkt der derzeit angewendeten Telemanipulortechniken dar. Da die derzeitigen Operationstechniken mit dem Telemanipulator schwierig sind und zu langen Operationszeiten führen, fordert D'Attelis einerseits einen umsichtigen Einsatz der neuen Techniken, andererseits weist er auf die dennoch zufrieden stellenden Ergebnisse mit dem Telemanipulator hin [23].

Ähnliche Erfahrungen berichten auch Bonatti et al.. Nur die Hälfte aller total endoskopisch durchgeführten Bypassoperationen verlief ohne technische Komplikationen. Sobald unerwartete Schwierigkeiten auftraten verlängerten sich Operationszeit und postoperative Beatmungszeit signifikant. Die Hospitalisationszeit verlängerte sich dadurch nur geringfügig [10].

Durch den sehr verkleinerten operativen Zugang ist die Durchführung der Operation sehr erschwert und die unvollständige Darstellung der Herzanatomie kann die Sicherheit

der Eingriffe einschränken [79]. Dies wurde auch innerhalb des SFB 453 als Schwierigkeit erkannt. Arbeiten an der Verbesserung der Sicherheit durch visuelle Tools laufen. An der Möglichkeit, den Operateur während der Operation mit CT-Daten zu versorgen, wird ebenso geforscht.

Mavroudis et al. beurteilen den Einsatz von minimalinvasiven Techniken als kritisch und fordern für die Therapie von angeborenen Herzfehlern einen Verzicht auf minimalinvasive Verfahren bis zum evidenzbasierten Beweis, dass minimalinvasive Techniken als besser oder mindestens gleichwertig beurteilt werden können [57]. Anderen Autoren erscheint das Vorhandensein einer Lernkurve als durchaus legitim, da durch die Entwicklung der minimalinvasiven Verfahren insgesamt höhere Qualitätsstandards erreicht werden sollen [36].

Ein weiterer Kritikpunkt ist die Tatsache, dass die derzeit erhältlichen Telemanipulatoren sehr teuer sind und daher nur ausgewählten Zentren zur Verfügung stehen. Um die Vorteile des minimalinvasiven Operierens flächendeckend anbieten zu können, muss die Telemanipulatorchirurgie so angeboten werden, dass sie auch in kleineren Zentren wirtschaftlich rentabel einsetzbar ist.

4.4.2 Limitationen der Experimente

Einige Ergebnisse haben nicht die Vorteile von Krafrückkopplung zeigen können, die wir erwartet haben. Allerdings sind die Ergebnisse für alle Variablen, die wir erhoben haben, mit zugeschaltetem haptischem Feedback auch nicht schlechter als ohne haptisches Feedback. Es zeigen sich zum Beispiel bisher nur Tendenzen ab, dass der Kraftaufwand beim Knoten verringert wird, einen signifikanten Unterschied konnten wir jedoch nicht nachweisen. Wir konnten keine signifikant besseren Ergebnisse finden für die Geschwindigkeit des Arbeitens, sowie einige Qualitätsmerkmale des Arbeitens und auch ein Teil der applizierten Kräfte blieb unvermindert. Weiterhin fiel der Unterschied zwischen den Erfahrungsgruppen in der Arbeitsweise mit dem Telemanipulator erstaunlich gering aus.

Dies führen wir zum Teil darauf zurück, dass der Versuchsaufbau noch nicht vollständig optimiert war. So wurde die Bedienung des Systems teilweise als sperrig empfunden und die rückgemeldeten Kräfte waren zeitweise etwas „ruppig“, was die Ausführung der Aufgaben streckenweise eher erschwert haben mag. Eine Krafrückkopplung in z-Richtung wurde hier noch nicht implementiert. Eine dahingehende Weiterentwicklung und Evaluation werden zeigen, ob dies notwendig ist.

Eben diese Widerstände bei der Handhabung haben möglicherweise auch die erfahreneren Chirurgen noch mehr gestört als die jungen Chirurgen, weil die erfahreneren Chirurgen gewöhnt sind, dass sich die Instrumente in ihrer Hand ruhig verhalten und über keine Eigendynamik verfügen. Vielleicht kann dies zusammen mit der Tatsache, dass sich die erfahreneren Chirurgen an einem neuen System ebenfalls am Beginn einer Lernkurve befinden, erklären, weshalb die erfahreneren Chirurgen den jungen Chirurgen bei der Bedienung des Versuchsaufbaus nicht überlegen waren.

Ob sich der Vorteil, den man von einer Implementierung haptischer Rückmeldung erhofft, erst bei länger dauernden Versuchsdurchgängen zeigt, ist eine weitere Überlegung, da sich die positiven Effekte, die Haptik haben kann, möglicherweise nicht innerhalb zwei- bis dreistündigen Arbeitens herauskristallisieren lassen.

Somit ist nach Behebung einiger technischer Schwierigkeiten eine nochmalige Untersuchung des Stellenwertes von Haptik durchaus sinnvoll, da sich mit einem verbesserten System der in dieser Evaluation angedeutete Nutzen von Haptik noch klarer herausstellen kann.

4.5 Schlußfolgerung

Mit dem von uns vorgestellten Versuchsaufbau ist der Stellenwert von Haptik in der telemanipulatorgestützten Chirurgie untersucht worden. Die entscheidende Neuerung des von uns in der Evaluation verwendeten Telemanipulators gegenüber schon gängigen Systemen ist die Implementierung von Haptik.

Wir konnten zeigen, dass mit unserem System der Nutzen von Haptik untersuchbar ist. Ein Vergleich mit Kraftdaten, die in der Literatur zu ähnlichen Versuchen, allerdings bisher ohne haptische Rückkopplung, zu finden waren, zeigt, dass unsere Ergebnisse gute vergleichbare Werte erzielt haben [7, 67].

Für einige Aspekte des Operierens haben sich in diesem Versuch Vorteile gezeigt, wenn Haptik verfügbar ist. Die meisten anderen Punkte konnten den erwarteten Nutzen von Haptik jedoch nicht bestätigen. Die Ergebnisse waren unter Haptikeinstellungen aber auch nie schlechter als ohne Haptik. Die Ergebnisse mit Haptik waren immer mindestens gleich gut. Allerdings stellt eine Implementierung von Haptik in die Systeme einen sehr hohen technischen Aufwand dar, dessen Nutzen jedoch noch nicht hinreichend bewiesen ist.

Unsere Ergebnisse können die Grundlage bilden für weitere Forschung zur Verbesserung der chirurgisch genutzten Telemanipulatoren.

4.6 Ausblick

Die Einführung minimalinvasiver Techniken in die Chirurgie stellt eine Revolution der Operationsverfahren dar. Minimalinvasive Verfahren sind aber bis heute nur in wenigen Fällen das Standardverfahren. Zwar werden in der Herzchirurgie vermehrt minimalinvasive Techniken eingesetzt, das Operieren mit telemanipulatorgestützten Systemen hat sich aber noch nicht durchsetzen können. Der Einsatz solcher Systeme stellt allerdings einen viel versprechenden Ansatz dar, um die sehr invasiven herzchirurgischen Operationen weniger traumatisierend durchführen zu können und sie somit einem breiteren Patientenkreis zu ermöglichen. Dies ist besonders im Hinblick auf die oft deutlich erhöhte Morbidität der herzchirurgischen Patienten von Bedeutung

Unsere Ergebnisse lassen vermuten, dass die bislang fehlende haptische Rückmeldung nicht der einzige Grund ist, weshalb die Systeme den Ansprüchen noch nicht hinreichend genügen. Das Zuschalten von Haptik hat nicht die entscheidende Verbesserung gezeigt, die man erhofft hatte. Um die bestehenden Systeme zu verbessern, wird eine simultane Weiterentwicklung von Haptik, Bildgebung, Miniaturisierung der Instrumente und Automatisierung der Prozesse nötig sein.

Wenn über eine verbesserte Bildverarbeitung die Möglichkeit besteht, am schlagenden Herzen zu operieren, das aber optisch ruhig erscheint, so können besonders telemanipulatorgestützte Systeme neue Perspektiven für die Herzchirurgie bieten. Bisher muss das Herz mechanisch stabilisiert werden, wenn präzise Arbeiten, wie das Anastomosieren der Bypässe durchgeführt werden. Mechanische Stabilisatoren haben einige Nachteile wegen der von ihnen verursachten hämodynamischen Verschlechterungen und der Induktion von Vorhofflimmern. Außerdem bieten sie keine zufrieden stellende Immobilisation des Operationsfeldes trotz der enormen Kraft, mit dem die Stabilisatoren am Herzen ziehen [50]. Wünschenswert wäre eine Bildverarbeitung, die die Bewegungstiefe und das Bewegungsmuster des Herzens erkennt und vom aufgenommenen Bild subtrahieren kann, sodass dem Operateur ein ruhiges Bild geboten wird. Dieses Verfahren würde eine viel schonendere Alternative bieten verglichen mit dem Einsatz von mecha-

nischen Stabilisatoren. Die Lösung dieser Aufgabe ist allerdings sehr komplex, da Herzfrequenz, Rhythmus, Kontraktilität und Füllungsdrücke variieren.

Die Integration von Diagnostik, insbesondere von Bildgebung, wie Computertomographie, Sonographie und Koronarangiographie, in die Telemanipulatorsysteme stellen eine weitere Entwicklungsmöglichkeit dar. Es könnten die Bilder der Diagnostik mit dem Bild des Operationsgebietes überlagert werden und damit sowohl die präoperative Planung verbessern [30], als auch intraoperativ genauen Aufschluss über Lage und Länge von Stenosierungen oder Dissektionen geben.

Die Miniaturisierung der Telemanipulatoren stellt eine wichtige Verbesserungsmöglichkeit dar. Der Aufbau des Telemanipulators bedeutet nicht zuletzt wegen seiner Größe einen großen Aufwand. Wenn es gelingen kann, die Telemanipulatortechnik soweit zu verkleinern, dass das Gerät direkt an den Operationstisch gefahren werden kann, dann können die telemanipulatorgestützten Verfahren auch insgesamt schneller durchgeführt werden. Eine Verkleinerung der Trokare würde dafür sorgen, dass sie sich nicht mehr gegenseitig im Weg stehen können, wie dies bisher manchmal der Fall ist. Eine Verkleinerung der Instrumente kann noch filigranere und komplexere Operationen, gerade in der Kinderherzchirurgie möglich und sicherer machen.

Eine weitere denkbare Fortentwicklung könnte eine Teilautonomisierung des Telemanipulators sein. Ein Arbeitsablauf, der zum Beispiel für eine Teilautonomisierung in Frage käme, ist das Knoten. Da gerade das endoskopische Knoten eine schwierige und zeitraubende Aufgabe ist, könnte der Eingriff damit erheblich beschleunigt werden.

5. Zusammenfassung

Fragestellung:

Die zurzeit in der minimalinvasiven Chirurgie verwendeten Telemanipulatoren verfügen nicht über die Möglichkeit, haptische Eindrücke an den Chirurgen rückmelden zu können. Dies wird von den Chirurgen als Nachteil in der Handhabung der Systeme beschrieben. Mit dem innerhalb des SFB 453 entwickelten Telemanipulator, der über eine graduelle Krafrückkopplung verfügt, sollte die Frage geklärt werden, welchen Stellenwert die haptische Rückmeldung für das Operieren mit Telemanipulatoren hat. Es wurde überprüft, ob das Operieren mit haptischem Feedback eine höhere Qualität erzielen kann, ob die Operationszeiten möglicherweise reduziert werden können und ob der Kraftaufwand des Chirurgen beim Operieren besser kontrolliert werden kann.

Methoden:

25 Probanden wurden einfache chirurgische Aufgaben gestellt, die sie mit Hilfe des Telemanipulators durchführen sollten. Diese Aufgaben wurden unter verschiedenen haptischen Bedingungen dreimal wiederholt. Als Haptikeinstellungen wurden die einfach und die zweifach verstärkte Krafrückmeldung und das völlige Fehlen von Krafrückkopplung gewählt. Unter diesen drei Bedingungen wurde auch ein Versuch durchgeführt, der überprüft hat, ob mit dem von uns verwendeten Telemanipulator die vom Chirurgen applizierte Kraft überhaupt realistisch selbst einzuschätzen ist und ob das von uns verwendete System geeignet ist, den Stellenwert von Haptik zu untersuchen. Des Weiteren untersuchten wir, ob sich die Chirurgen unterschiedlich in der Handhabung des Systems verhalten, abhängig von ihrer Erfahrung in der konventionellen Herzchirurgie.

Ergebnisse:

Wir konnten die Eignung des von uns verwendeten Telemanipulators für die Ermittlung des Stellenwertes von Haptik validieren. Es gibt Ergebnisse, die für eine Verbesserung durch Haptik sprechen. Die meisten Ergebnisse können einen zusätzlichen Nutzen nicht beweisen. Das Vorhandensein von Haptik hat die Ergebnisse allerdings nie verschlechtert. Das Detektieren von Stenosen wird mit signifikant weniger Kraft bei zugeschalteter

Haptik durchgeführt. Bezüglich der Geschwindigkeit beim Durchführen der Aufgaben, der unbeabsichtigten Gewebszerstörungen und diverser Kräfte beim Knoten zeigt sich nicht die erwartete Verbesserung bei Zuschaltung von Haptik. Die Kräfte beim Knoten und die Anzahl der Knoten, sowie die Zerstörung des Gewebes bleiben ohne Unterschied zwischen den Erfahrungsgruppen.

Schlussfolgerung:

Wir haben mit dem vorgestellten System den Nutzen von Haptik untersucht. Es zeigt sich für die Kräfte, die beim Detektieren von Gefäßstenosen aufgewendet werden, dass Haptik zur Reduzierung der verwendeten Kräfte führt. Für viele andere Variablen hat sich nicht der erwartete Nutzen von Haptik gezeigt. Dies mag daran liegen, dass einige Schwierigkeiten in der Handhabung des Systems und die vergleichsweise kurze Versuchsdauer den Nutzen von haptischer Rückmeldung noch nicht so klar wie erwartet hervortreten lassen. Diese Schwierigkeiten müssen in folgenden Versuchsreihen behoben werden. Die Unklarheit, ob haptische Rückmeldung dann den erwarteten Vorteil bringen kann, gilt es in diesen Folgeversuchen zu klären.

Unsere Ergebnisse lassen vermuten, dass die bislang fehlende haptische Rückmeldung nicht der einzige Grund ist, weshalb die Systeme den Ansprüchen noch nicht hinreichend genügen. Das Zuschalten von Haptik hat nicht die entscheidende Verbesserung gezeigt, die man erhofft hatte. Um die bestehenden Systeme zu verbessern, wird eine simultane Weiterentwicklung von Haptik, Bildgebung, Miniaturisierung der Instrumente und Automatisierung der Prozesse nötig sein.

6. Literatur

6.1 Eigene Publikationen:

[1] Haßelbeck C, Braun EU, Mayer H, Knoll A, Wildhirt SM, Lange R, Bauernschmitt R. Evaluation of Force-Feedback in Robotic Heart Surgery. Proceedings of the 2nd Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering 2006.

[2] Schirmbeck EU, Haßelbeck C, Mayer H, Nagy I, Knoll A, Freyberger FKB, Popp MM, Lange R, Bauernschmitt R. Evaluation of haptic in robotic heart surgery. Proceedings of the 19th International Congress and Exhibition Computer Assisted Radiology and Surgery CARS 2005. International Congress Series 2005, Elsevier.730-734.

[3] Braun EU, Haßelbeck C, Mayer H, Freyberger FKB, Knoll A, Wildhirt SM, Lange R, Bauernschmitt R. The significance of haptic feedback for telemanipulated heart surgery. The World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering WC 2006, Seoul, Korea,IFMBE Proceedings, Vol.14, IOMP Proceedings, Vol.2.

[4] Schirmbeck EU, Haßelbeck C, Freyberger FKB, Mayer H, Knoll A, Wildhirt SM, Lange R, Bauernschmitt R. Tactile feedback without direct touch: An achievement for robotically working heart surgeons? Biomed Tech 2005;50,1(1): 23-24.

[5] Schirmbeck E, Haßelbeck C, Mayer H, Knoll A, Freyberger F, Wildhirt S, Lange R: The capability of haptic feedback as conditional sensory quality for robotic heart surgery. 4th Annual meeting of the German Society for Computer- and Robotic Surgery, CURAC 2005, Berlin, Germany.

[6] Bauernschmitt R, Schirmbeck EU, Haßelbeck C, Mayer H, Freyberger FKB, Knoll A, Lange R. Evaluation of haptic feedback in an experimental telemanipulator system. e-Proceedings of the 3rd European Medical and Biological Engineering Conference IEEE EMBEC/IFMBE 2005.

[7] Schirmbeck EU, Haßelbeck C, Mayer H, Knoll A, Wildhirt SM, Lange R, Bauernschmitt R. Value of surgical and telemanipulating experience for robotic heart surgery: an experimental trial. *Int J CARS* 2006, 1:512.

[8] Schirmbeck EU, Haßelbeck C, Mayer H, Knoll A, Freyberger FKB, Wildhirt SM, Lange R, Bauernschmitt R. The capability of haptic feedback as additional sensory quality for robotic heart surgery. *GMS Current Topics in Computer and Robot Assisted Surgery (GMS CURAC)*. 2006. e-journal.

[9] Braun EU, Haßelbeck C, Mayer H, Knoll A, Wildhirt SM, Lange R, Bauernschmitt R. Assessment of surgical experience for telemanipulated heart surgery. *The World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering WC 2006, Seoul, Korea, IFMBE proceedings Vol.14, IOMP proceedings Vol. 2.*

6.2 Literaturnachweis

- [1] Argenziano M, Oz MC, Kohmoto T, Morgan J, Dimitui J, Mongero L, Beck J, Smith CR. Totally endoscopic atrial septal defect repair with robotic assistance. *Circulation*. 2003;108:II-191-4
- [2] Aybek T, Dogan S, Andressen E, Mierdl S, Westphal K, Moritz A, Wimmer-Greinecker G. Robotically enhanced totally endoscopic right internal thoracic coronary artery bypass to the right coronary artery. *Heart Surg Forum* 200;3(4):322-4
- [3] Bakhai A, Hill RA, Dundar Y, Dickson R, Walley T. Percutaneous transluminal coronary angioplasty with stents versus coronary artery bypass grafting for people with stable angina or acute coronary syndromes. *Cochrane Database Syst Rev*. 2005 Jan 25;(1): CD004588
- [4] Ballantyne G.H., Moll F. The da Vinci telerobotic surgical system: the virtual operative field and telepresence surgery. *Surg Clin North Am* 83 (2003) 1293-1304
- [5] Barrett J. Cutting Edge. *Newsweek* Dec. 4, 2005
- [6] Bauernschmitt R. Integration von Haptik. In: „Wirklichkeitsnahe Telepräsenz und Teleaktion“, Sonderforschungsbereich 453, Ergebnis- und Arbeitsbericht 2002-2004
- [7] Bethea BT, Okamura AM, Kitagawa M, Fitton TP, Cattaneo SM, Gott VL, Baumgartner WA, Yuh DD. Application of haptic feedback to robotic surgery. *J Laparoendosc Adv Surg Tech*. 2004;14(3):191-5
- [8] Bholat OS, Haluck RS, Murray WB, Gorman PJ, Krummel TM. Tactile feedback is present during minimally invasive surgery. *J Am Coll Surgeons*. 1999;189 (4):349-355

- [9] Bleiziffer S, Schreiber C, Burgkart R, Regenfelder F, Kostolny M, Libera P, Holper K, Lange R. The influence of right anterolateral thoracotomy in prepubescent female patients on late breast development and on the incidence of scoliosis. *J thorac Cardiovasc Surg.* 2004 May;127(5):1474-80
- [10] Bonatti J, Schachner T, Bonaros N, Öhlinger A, Danzmayr M, Jonetzko P, Friedrich G, Kolbitsch C, Mair P, Laufer G. Technical challenges in totally endoscopic robotic coronary artery bypass grafting. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2006;131:146-53
- [11] Bortz J. *Statistik für Sozialwissenschaftler. Quadratische Anordnung mit Messwiederholung.* Springer Berlin, Heidelberg, New York; 4. Auflage; 1993: 372-377
- [12] Boyd WD, Desai ND, Kiaii B, Rayman R, Menkis AH, McKenzie FN, Novick RJ. A comparison of robot-assisted versus manually constructed endoscopic coronary anastomosis. *Ann Thorac Surg.* 200;70(3): 839-42
- [13] Burfeind WR Jr, Glower DD, Wechsler AS, Tuttle RH, Shaw LK, Harrell FE Jr, Rankin JS. Single versus multiple internal mammary artery grafting for coronary artery bypass:15-year follow-up of clinical practice trial. *Circulation.* 2004Sept 14;110(11 Suppl 1):II27-35
- [14] Camarillo DB., Krummel TM., Salisbury J.K. Robotic technology in surgery: past, present and future. *Am J Surg* 188 (2004) 2-15
- [15] Capek K, Capek J . *R.U.R. (Rossum's Universal Robots) A play in three acts and an epilogue. R.U.R. and The Insect Play.* Oxford University Press. Oxford, New York. 1961: 1-104
- [16] Carpentier A, Loulmet D, Aupecle B, Kieffer JP, Tournay D, Guibourt P, FiemeyerA, Meleard D, Richomme P, Cardon C. Computer assisted open heart surgery. First case operated on with success. *C R Acad Sci III* 321(1998);321 (5):437-42

- [17] Casula R, Athanasiou T. Totally endoscopic coronary artery bypass on the beating heart in Jehovah's Witness and HIV patients: case report. *Heart Surg Forum*.2004;7(2):E174-6
- [18] Chitwood WR Jr., Wixon CL, Elbeery JR, Francalancia NA, Lust RM (1999). Minimally invasive cardiac operation: Adapting cardioprotective strategies. *Ann Thorac Surg* 68:1974-1977
- [19] Cho KR, Kim JS, Choi JS, Kim KB. Serial angiographic follow-up of grafts one year and five years after coronary artery bypass surgery. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2006;29(4):511-6
- [20] Cremer J, Boning A, Fraund S. Minimally invasive coronary surgery. *Herz* 2002 Aug;27(5):402-6
- [21] Cropper CM. The Robot Is In- And Ready To Operate. *BusinessWeek*; March14, 2005
- [22] Czibik G, D'Ancona G, Donias HW, Karamanoukian HL. Robotic Cardiac Surgery: Present and Future Applications. *J Cardiothor Vasc An* 2002; 16(4): 495-501
- [23] D'Attellis N, Loulmet D, Carpentier A, Berrebi A, Cardon C, Severac-Bastide R, Fabiani JN, Safran D. Robotic assisted cardiac surgery: anesthetic and postoperative considerations. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2002;16(4):397-400
- [24] Eadie LH, Seifalian AM, Davidson BR. Telemedicine in surgery. *Br J Surg*. 2003;90(6):647-58
- [25] Fager PJ. The use of haptics in medical applications. *Int J Med Robot Comput Assisted Surg*.2004; 1(1):36-42

- [26] Faggin F, Hoff Jr. ME., Mazor S, Shima M. The History of the 4004. IEEE Micro 1996; 16(6):10-20
- [27] Falk V, Diegler A, Walther T, Jacobs S, Raumans J, Mohr FW. Total endoscopic off-pump coronary artery bypass grafting. Heart Surg Forum. 2000;3(1):29-31
- [28] Falk V, Gummert JF, Walther T, Hayase M, Berry GJ, Mohr FW. Quality of computer enhanced totally endoscopic coronary bypass graft anastomosis- comparison to conventional technique. Eur J Cardiothorac Surg. 1999;15(3):260-4
- [29] Felger JE, Nifong LW, Chitwood WR. The evolution and early experience with robot-assisted mitral valve surgery. Current Surgery 2001;58: 570-575
- [30] Feuerstein M, Wildhirt SM, Bauernschmitt R, Navab N. Automatic patient registration for port placement in minimally invasive endoscopic surgery. Med Image Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Assist Interv.2005;8: 287-94
- [31] Fontes ML, Mathew JP, Rinder HM, Zeltermann D, Smith BR, Rinder CS; Multi-center Study of Perioperative Ischemia (McSPI) Research Group. Atrial fibrillation after cardiac surgery/cardiopulmonary bypass is associated with monocyte activation. Anesth Analg. 2005, 101(1):17-23
- [32] Freyberger FKB, Popp MM, Färber B, Mayer H, Schirmbeck EU. Experimentelle Evaluation haptischer Rückmeldung eines robotergestützten Systems für minimal-invasive Herzchirurgie. Zustandserkennung und Systemgestaltung, Fortschritt-Berichte VDI 2005. Reihe 22, Nr.22, Düsseldorf. VDI-Verlag.2005 15-20.
- [33] Freyberger FKB. Psychophysische Skalierung statischer Kraft mit dem PhantomTM-Eingabegerät. Interne Mitteilung vom 20.07.05

- [34] Golosow LM, Wagner JD, Feeley M, Sharp T, Havlik R, Sood R, Coleman JJ. Risk factors for predicting surgical salvage of sternal wound-healing complications. *Ann Plast Surg.* 1999 Jul;43 (1):30-5
- [35] Gooi J, Marasco S, Rowland M, Esmore D, Negri J, Pick A. Fast-track cardiac surgery: application in an Australian setting. *Asian Cardiovasc Thorac Ann.* 2007 4;15 (2):139-43
- [36] Grabenwöger M, Moidl R, Chevchick O, Hutschala D, Mares P, Wolner E. Das Heartport®-System: Möglichkeiten und Grenzen dieser minimalinvasiven Technik. *J Kardiol* 2002; 9: 30–32
- [37] Grantcharov TP, Bardram L, Funch-Jensen P, Rosenberg J. Impact of hand dominance, gender and experience with computer games on performance in virtual reality laparoscopy. *Surg Endosc* 2003;17:1082-1085
- [38] Gummert JF, Barten MJ, Hans C, Kluge M, Doll N, Walther T, Hentschel B, Schmitt DV, Mohr FW, Diegeler A. Mediastinitis and cardiac surgery- an updated risk factor analysis in 10,373 consecutive adult patients. *Thorac Cardiovasc Surg.* 2002 Apr; 50(2) 87-91
- [39] Gutt CN, Oniu T, Mehrabi A, Kashfi A, Schemmer P, Büchler MW. Robot-assisted abdominal surgery. *Brit J Surg.* 2004;91 (11):1390-97
- [40] Handwerker H.O. Sensorische Schwellen. In: „Physiologie des Menschen“ Schmidt R.F., Thews G. (Hrsg.) Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2000, 28. Auflage, 207
- [41] Herrera-Soto JA, Vaner Have KL, Barry-Lane P, Woo A. Spinal deformity after combined thoracotomy and sternotomy for congenital heart disease. *J Pediatr Orthop.* 2006 Mar-Apr;26(2):211-5

- [42] Hill JD. John H. Gibbon, Jr. Part I. The development of the first successful heart-lung machine. *Ann Thorac Surg.* 1982 Sep; 34 (3):337-41
- [43] Hirotani T, Kameda T, Kumamoto T, Shirota S, Yamano M. Effects of coronary artery bypass grafting using internal mammary arteries for diabetic patients. *J Am Coll Cardiol.* 1999 Aug; 34 (2):532-8
- [44] http://www.lrz-muenchen.de/~t8241ad/webserver/webdata/begriffsdef_fs.html
Wirklichkeitsnahe Telepräsenz und Teleaktion. Sonderforschungsbereich 453 der DFG.
Sprecher Prof. Dr.-Ing./Univ. Tokio M. Buss
- [45] Hu T, Tholey G, Desai JP, Castellanos AE. Evaluation of a laparoscopic grasper with force feedback. *Surg Endosc.* 2002; 18(5): 863-7
- [46] Immer FF, Pirovino C, Gygax E, Englberger L, Tevæarai H, Carrel TP. Minimal versus conventional cardiopulmonary bypass: assessment of intraoperative myocardial damage in coronary bypass surgery. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2005; 28 (5): 701-4
- [47] Jacobs S, Falk V. Pearls and pitfalls: lessons learned in endoscopic robotic surgery-the da Vinci experience. *Heart Surg Forum.* 2001; 4(4): 307-10
- [48] Kappert U, Cichon R, Schneider J, Guliemos V, Tugtekin SM; Matschke K, Schramm I, Schueler S. Closed-chest coronary artery surgery on the beating heart with the use of a robotic system. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2000; 120 (4): 809-11
- [49] Kappert U, Cichon R, Schneider J, Schramm I, Schuler S. Closed chest bilateral mammary artery grafting in double-vessel coronary artery disease. *Ann Thorac Surg* 2002; 70(5): 1699-701

- [50] Kennedy CW, Hu T, Desai JP, Wechsler AS, Kresh JY. A novel approach to robotic cardiac surgery using haptics and vision. *Cardiovascular Engineering* 2002; 2 (1): 15-22
- [51] Kouchoukos NT, Blackstone EH, Doty DB, Hanley FL, Karp RB. Kirklin/Barrat-Boys (Hrsg.). *Cardiac Surgery. Stenotic Atherosclerotic Coronary Artery Disease*. Churchill Livingstone. 3rd Edition 2003:401-402
- [52] Lange R. Koronare Herzkrankheit. In: Siewert (Hrsg.) *Chirurgie*. Berlin Heidelberg New York: Springer Verlag, 2001: 401
- [53] Loulmet D, Carpentier A, d'Attelis N, Berrebi A, Cardon C, Ponzio O, Aupècle B, Relland JYM. Endoscopic coronary artery bypass grafting with the aid of robotic assisted instruments. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1999; 118:4-10
- [54] MacFarlane M, Rosen J, Hannaford B, Pellegrini C, Sinanan M. Force-feedback grasper helps restore sense of touch in minimally invasive surgery. *J Gastrointest Surg* 1999;3(3):278-285
- [55] Mahmood T, Darzi A. The learning curve for a colonoscopy simulator in the absence of any feedback: no feedback, no learning. *Surg Endosc*.2004;18(8):1224-30
- [56] Marohn CMR, Hanley CEJ. Twenty-first century surgery using twenty-first century technology: Surgical robotics. *Curr Surg* 2004; 61 (5) 446-473
- [57] Mavroudis C, Backer CL, Stewart RD, Heraty P. The case against minimally invasive cardiac surgery. *Semin Thorac Cardiovasc Surg Pediatr Card Surg Annu*. 2005;193-7
- [58] Mayer H, Nagy I, Knoll A, Schirmbeck EU, Bauernschmitt R. Upgrading instruments for robotic surgery. e-Proceedings of the Australasian Conference of Robotics and Automation 2004

- [59] Mehmanesh H, Henze R, Lange R. Totally endoscopic mitral valve repair. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2002;123(1):96-7
- [60] Menon M, Shrivastava A, Tewari A. Laparoscopic radical prostatectomy: conventional and robotic. *Urology* 2005;66 (5Suppl):101-4
- [61] Miskry T, Magos T, Magos A. If you're no good at computer games, don't operate endoscopically! *Gynaecological Endoscopy* 2002;11,345-347
- [62] Mohr FW, Falk V, Diegeler A, Walther T, Gummert JF, Buccerius J, Jacobs S, Autschbach R. Computer-enhanced „robotic“ cardiac surgery: experience in 148 patients. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2001;121(5):842-53
- [63] Muhe E. Laparoscopic cholecystectomy-late results. *Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd.* 1991;416-23
- [64] Muhe E. Long-term follow-up after laparoscopic cholecystectomy. *Endoscopy.* 1992;24(9):754-8
- [65] Müller M. Chirurgie. Gallenblase und Gallenwege. Medizinische Verlags- und Informationsdienste Breisach. 6. Auflage 2002/2003: 229
- [66] Nagy I, Mayer H, Knoll A, Schirmbeck EU, Bauernschmitt R. The endo[pa]r system for minimally invasive robotic surgery. *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS* 2004;3637-3642
- [67] Peirs J, Clijnen J, Reynaerts D, Van Vrussel H, Herijgers P, Corteville B, Boone S. A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery. *Sensors and Actuators A: Physical.* 2004; 115 (2-3): 447-455

- [68] Peivandi AA, Kasper-Konig W, Quinkenstein E, Loos AH, Dahm M. Risk factors influencing the outcome after surgical treatment of complicated deep sternal wound complications. *Cardiovasc Surg.*2003 Jun;11(3):207-12
- [69] Prasad SM, Maniar HS, Chu C, Schuessler RB, Damiano RJ Jr. Surgical Robotics: impact of motion scaling on task performance. *J Am Coll Surg.* 2004; 199(6):863-8
- [70] Rankin JS, Tuttle RH, Wechsler AS, Teichmann TL, Glower DD, Califf RM. Techniques and benefits of multiple internal mammary artery bypass at 20 years of follow-up. *Ann Thorac Surg.* 2007 Mar; 83(3):1008-15
- [71] Ruiz-Iban MA, Burgos J, Aguado HJ, Diaz-Heredia J, Roger I, Muriel A, Sanchez PA. Scoliosis after median sternotomy in children with congenital heart disease. *Spine.*2005 Apr 15;30(8):E214-8
- [72] Satava RM. Emerging technologies for surgery in the 21st century
Arch Surg 134 (1999)1197-1202
- [73] Schirmbeck EU, Haßelbeck C, Mayer H, Nagy I, Knoll A, Freyberger FKB, Popp M, Wildhirt SM, Lange R, Bauernschmitt R. Evaluation of haptic in robotic heart surgery. Proceedings of the 19th International Congress and Exhibition Computer Assisted Radiology and Surgery CARS 2005. International Congress Series 2005, Elsevier.730-734
- [74] Schreiber C, Bleiziffer S, Kostolny M, Horer J, Eicken A, Holper K, Tassani-Prell P, Lange R. Minimally invasive midaxillary muscle sparing thoracotomy for atrial septal defect closure in prepubescent patients. *Ann Thorac Surg.*2005;80(2): 673-6
- [75] Schreiber C, Bleiziffer S, Lange R. Midaxillary lateral thoracotomy for closure of atrial septal defects in pre-pubescent female children: reappraisal of an „old technique“. *Cardiol Young.* 2003;13(6): 565-7

- [76] Schwenk W, Muller JM. What is „fast-track“-surgery? Dtsch Med Wochenschr.2005 Mar 11;130(10):536-40.
- [77] Shimachi S, Fujiwara Y, Hakozaki Y. New sensing method of force acting on instrument for laparoscopic robot surgery. International Congress Series 2004; 1268: 775-780
- [78] Sofer D, Gurevitch J, Shapira I, Paz Y, Matsa M, Kramer A, Mohr R. Sternal wound infections in patients after coronary artery bypass grafting using bilateral skeletonized internal mammary arteries. Ann Surg. 1999 Apr;229(4):585-90
- [79] Suematsu Y, Del Nido PJ. Robotic pediatric cardiac surgery: Present and future perspectives. Am J Surg. 2004; 188 (4A):98 S-103
- [80] Tavolacci MP, Merle V, Josset V, Bouchart F, Litzler PY, Tabley A, Bessou JP, Czernichow P. Mediastinitis after coronary artery bypass graft surgery: influence of the mammary grafting for diabetic patients. J Hosp Infect.2003 Sept;55(1).21-5
- [81] Tobias JS, Vaidya JS, Keshtgar M, Douek M, Metaxas M, Stacey C, Sainsbury R, D'Souza D, Baum M. Breast-conserving surgery with intra-operative radiotherapy: the right approach for the 21st century? Clin Oncol(R Coll Radiol).2006;18(3):220-8
- [82] Torracca L, Ismeno G, Alfieri O. Totally endoscopic computer-enhanced atrial septal defect closure in six patients. Ann Thorac Surg. 2001;72(4):1354-7
- [83] Vitense HS, Jacko JA, Emery VK. Multimodal feedback: an assessment of performance and mental workload. Ergonomics. 2003;46 (1-3):68-87
- [84] Wimmer-Greinecker G, Dogan S, Aybek T, Khan MF, Mierdl S, Byhahn C, Moritz A. Totally endoscopic atrial septal repair in adults with computer-enhanced telemanipulation. J Thorac Cardiovasc Surg. 2003;126(2): 465-8

[85] Zilla P, Human P, Bezuidenhout D. Bioprosthetic heart valves: the need for a quantum leap. *Biotechnol Appl Biochem*. 2004 Aug; 40:57-66

[86] Zipes DP, Libby P, Bonow RO, Braunwald E. *Braunwald's Heart Disease: Percutaneous Coronary and Valvular Intervention*. Elsevier Saunders. 7th Edition 2005: 1380-1381

Tab. 7.1: Erhobene Variablen

Teilnehmer- nummer	Erfahrung	Praxiserfahrung in Jahren	Geschlecht	Alter	Händigkeit	Bevorzugung der Haptik	Übung-1	Übung-2	Übung-3
1	3	2,00	1	31	0	2	77	114	45
2	3	5,00	2	43	1	2	253	267	9
3	2	7,00	1	35	1	2	235	9	9
4	2	12,00	2	45	1	9	220	*	252
5	1	0,25	1	25	0	9	209	486	440
6	2	22,00	2	51	1	2	198	353	*
7	2	4,00	2	31	1	0	280	367	450
8	3	4,00	2	43	1	2	280	260	215
9	1	0,25	2	27	1	0	426	752	390
10	1	0,67	2	26	1	0	239	260	470
11	3	0,50	2	38	0	2	225	130	121
12	2	14,00	2	45	1	2	252	169	257
13	2	20,00	2	45	0	0	237	197	*
14	3	0,50	2	39	1	2	204	148	244
15	1	0,17	1	22	1	1	121	624	226
16	2	25,00	2	57	1	1	260	927	1.433
17	2	4,00	2	31	1	2	135	114	91
18	1	1,00	2	38	1	2	142	196	310
19	2	10,00	2	35	1	1	176	387	380
20	2	6,00	2	37	0	1	170	176	290
21	1	0,17	1	38	1	1	180	188	230
22	2	2,00	1	28	0	9	104	102	215
23	1	0,25	2	35	1	1	467	557	300
24	2	12,00	2	39	1	0	257	165	425
25	1	0,17	1	22	1	1	211	*	785
	1: junge Chirurgen		1: weiblich		1: Rechtshänder	0: H0	benötigte Zeit	benötigte Zeit	benötigte Zeit
	2: erfahrene Chirurgen		2: männlich		2: Linkshänder	1: H1	in Sekunden	in Sekunden	in Sekunden
	3: Chirurgen tme					2: H2			
						9: keine Bevorzugung			

Tab. 7.1: Erhobene Variablen

Teilnehmer- nummer	Detektion	Detektion	Detektion	Bewegungsablauf	Bewegungsablauf	Bewegungsablauf	Geschwindigkeit der Bewegung	Geschwindigkeit der Bewegung	Geschwindigkeit der Bewegung
	H0	H1	H2	H0	H1	H2	H0	H1	H2
1	50	42	103	2	1	1	2	1	2
2	102	124	261	4	9	3	3	3	2
3	123	153	175	4	3	3	3	3	3
4	150	110	135	3	3	4	3	3	3
5	193	217	317	2	2	3	3	2	3
6	157	200	199	2	2	2	1	2	2
7	206	274	270	2	2	2	3	3	3
8	227	127	165	3	3	3	2	3	3
9	217	235	311	3	4	4	4	4	4
10	195	125	279	2	2	3	2	2	4
11	155	200	93	3	3	3	1	2	2
12	200	150	212	3	3	2	3	3	3
13	279	166	176	3	3	3	3	3	2
14	152	170	152	3	3	3	2	2	2
15	115	115	150	3	3	3	4	4	4
16	234	149	244	4	3	2	2	2	3
17	100	200	197	4	1	2	3	1	1
18	128	118	142	2	4	2	3	3	3
19	104	111	238	3	3	2	4	3	2
20	140	248	120	4	2	4	4	3	4
21	136	134	148	3	2	3	3	2	3
22	121	131	115	1	1	1	1	1	1
23	215	182	127	2	3	2	4	2	4
24	86	92	87	4	3	3	2	2	2
25	167	159	172	4	3	3	3	2	2
	benötigte Zeit	benötigte Zeit	benötigte Zeit	1: sehr sicher	1: sehr sicher	1: sehr sicher	1: sehr schnell	1: sehr schnell	1: sehr schnell
	in Sekunden	in Sekunden	in Sekunden	2: meist sicher	2: meist sicher	2: meist sicher	2: schnell	2: schnell	2: schnell
				3: stockend	3: stockend	3: stockend	3: langsam	3: langsam	3: langsam
				4: sehr oft stockend	4: sehr oft stockend	4: sehr oft stockend	4: sehr langsam	4: sehr langsam	4: sehr langsam

Tab. 7.1: Erhobene Variablen

Teilnehmer- nummer	Differenzkraft	Differenzkraft	Differenzkraft	Knoten- anzahl	Knoten- anzahl	Knoten- anzahl	Versuchs- platten eingedellt Anzahl	Versuchs- platten eingedellt Anzahl	Versuchs- platten eingedellt Anzahl	Versuchs- platten durchlöchert Anzahl	Versuchs- platten durchlöchert Anzahl	Versuchs- platten durchlöchert Anzahl
	H0	H1	H2	H0	H1	H2	H0	H1	H2	H0	H1	H2
1	5,49	0,00	3,75	17	30	21	1	2	0	0	0	0
2	100,00	3,96	3,10	2	1	3	6	2	1	0	0	0
3	100,00	1,38	1,95	1	3	4	0	0	0	0	0	0
4	100,00	2,72	4,36	2	1	0	0	4	0	0	0	0
5	2,42	4,26	1,12	4	6	1	0	0	0	0	0	0
6	1,69	1,22	1,39	2	7	13	1	1	0	0	0	0
7	5,58	2,05	1,75	10	2	6	2	0	0	0	0	0
8	2,92	0,58	1,27	3	3	3	4	3	4	0	0	2
9	1,09	0,00	0,00	3	3	0	3	3	0	1	1	0
10	5,47	0,00	1,88	5	4	2	0	0	0	0	0	1
11	3,33	0,95	0,39	3	6	4	3	1	5	2	1	1
12	0,30	2,01	1,49	5	3	9	1	2	0	0	0	0
13	3,63	2,50	0,01	3	2	4	0	0	0	0	0	0
14	0,00	2,21	0,51	9	8	5	0	4	3	0	0	1
15	0,00	0,48	0,00	2	4	0	0	0	2	0	0	1
16	4,19	0,88	2,24	4	1	4	0	0	0	0	0	0
17	3,13	0,47	0,71	5	16	13	0	0	1	0	0	0
18	0,00	0,46	1,67	7	4	4	0	0	1	0	0	0
19	0,86	1,35	2,65	3	5	4	1	0	0	0	0	0
20	2,58	3,59	2,48	2	5	1	1	0	0	1	1	0
21	4,44	5,06	4,09	4	3	3	0	0	0	0	0	0
22	3,60	1,30	0,31	19	23	10	0	0	0	0	0	0
23	4,21	1,78	1,57	5	6	6	0	0	0	0	0	0
24	2,43	2,08	0,52	5	7	4	4	3	3	1	0	1
25	5,15	0,00	0,00	3	3	6	3	6	2	0	2	0
	Kraftdifferenz zwischen	Kraftdifferenz zwischen	Kraftdifferenz zwischen									
	Ansage des Risses und	Ansage des Risses und	Ansage des Risses und									
	tatsächlichem Riss [N]	tatsächlichem Riss [N]	tatsächlichem Riss [N]									
	100,00: Riss ungewarnt											

Tab. 7.1: Erhobene Variablen

Teilnehmer- nummer	Gewebe eingerrissen	Gewebe eingerrissen	Gewebe eingerrissen	Gewebe abgerissen	Gewebe abgerissen	Gewebe abgerissen	Knoten ausgerissen	Knoten ausgerissen	Knoten ausgerissen	Luftknoten	Luftknoten	Luftknoten
	Anzahl	Anzahl	Anzahl	Anzahl	Anzahl	Anzahl	Anzahl	Anzahl	Anzahl	Anzahl	Anzahl	Anzahl
	H0	H1	H2	H0	H1	H2	H0	H1	H2	H0	H1	H2
1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	2	2	1
2	0	0	0	5	1	1	0	0	0	1	1	0
3	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	0
4	0	0	0	2	1	0	0	0	0	1	0	0
5	0	0	0	0	0	3	1	1	0	1	1	1
6	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	1
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	2
8	1	1	0	4	1	2	0	0	0	0	0	1
9	1	0	1	1	0	4	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0
11	1	0	0	0	2	3	0	1	0	1	0	0
12	3	0	0	0	2	3	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0	1	1	2	0	0	0
14	0	2	0	0	1	3	0	0	0	1	1	0
15	0	3	0	0	2	0	0	0	0	1	0	0
16	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	1
17	1	2	0	0	3	0	1	1	1	1	1	1
18	0	0	0	1	5	7	0	0	1	0	0	1
19	1	0	3	3	1	0	0	1	2	0	0	0
20	0	0	0	2	4	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2
22	0	1	1	0	0	1	0	1	0	0	2	1
23	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	2	3
24	0	0	0	2	1	2	0	0	0	3	3	2
25	0	0	0	1	3	0	0	0	0	1	2	0

Tab. 7.1: Erhobene Variablen

Teilnehmer- nummer	Median der Tastkraft bei Detektion [N]	Median der Tastkraft bei Detektion [N]	Median der Tastkraft bei Detektion [N]	Summe der Zerstörungs- kräfte [N]	Summe der Zerstörungs- kräfte [N]	Summe der Zerstörungs- kräfte [N]	Maximal- kräfte [N]	Maximal- kräfte [N]	Maximal- kräfte [N]	Mittelwert der Kräfte beim Knoten [N]	Mittelwert der Kräfte beim Knoten [N]	Mittelwert der Kräfte beim Knoten [N]
	H0	H1	H2	H0	H1	H2	H0	H1	H2	H0	H1	H2
1	3,10	1,83	1,10	*	*	4,90	*	0,65	3,28	*	0,67	0,65
2	2,31	1,70	1,19	1,29	2,80	0,93	1,84	4,40	4,33	1,11	0,66	0,81
3	1,29	1,24	1,57	0,00	0,53	3,30	5,05	5,00	3,07	2,86	1,52	1,73
4	1,15	0,87	1,39	8,40	9,50	19,60	6,77	4,73	6,48	1,12	1,43	2,02
5	2,40	1,08	1,79	2,40	5,00	16,70	8,03	5,59	6,48	1,04	1,32	2,26
6	1,83	1,47	1,58	*	1,16	0,00	3,11	2,73	2,58	0,75	0,79	0,42
7	0,80	1,00	0,61	3,40	7,00	3,90	3,30	3,29	3,83	0,56	1,05	1,24
8	1,73	0,87	1,89	*	0,00	0,00	*	5,14	2,86	*	1,54	0,93
9	2,26	0,85	0,56	6,90	2,50	6,70	5,40	4,16	6,18	2,45	1,07	1,27
10	2,26	1,98	1,95	4,50	13,10	0,00	3,82	4,66	5,30	0,15	1,05	0,87
11	2,15	1,46	1,05	*	*	*	*	*	*	*	*	*
12	1,70	1,31	1,51	2,47	0,00	0,00	5,24	3,60	3,33	1,49	1,09	1,36
13	2,48	1,58	1,64	17,23	8,56	23,40	6,93	3,76	3,54	2,61	2,21	0,57
14	2,26	1,04	1,08	*	3,90	0,00	*	2,97	3,14	*	0,37	*
15	3,35	1,95	1,59	0,00	0,00	0,00	4,57	2,57	3,90	0,79	1,02	0,26
16	1,78	1,24	1,22	14,20	2,92	5,20	6,29	3,65	6,54	2,04	1,33	*
17	2,51	1,34	1,87	0,80	3,20	4,90	5,54	5,37	4,57	1,10	1,74	1,95
18	2,26	1,51	0,85	0,00	8,00	5,40	4,05	5,78	4,29	1,22	0,91	1,44
19	1,87	1,72	2,08	0,00	12,50	18,90	6,94	5,46	13,02	1,62	1,60	0,77
20	2,26	0,94	1,30	0,00	5,20	7,60	4,67	4,19	3,03	1,87	0,49	*
21	2,59	0,76	0,98	1,50	0,00	4,10	3,38	4,49	5,54	0,95	1,53	0,83
22	2,11	1,78	1,87	0,90	0,00	0,00	9,17	5,29	4,15	0,83	1,24	1,09
23	2,59	2,19	1,64	12,60	6,20	2,60	7,31	5,80	3,21	1,31	1,22	0,04
24	3,50	2,28	2,89	3,90	11,00	2,60	4,25	6,98	4,39	0,84	1,27	1,05
25	2,16	3,46	1,31	17,90	17,10	3,10	8,63	5,35	7,66	1,11	0,29	1,73

Tab. 7.1: Erhobene Variablen

Teilnehmer- nummer	Summe der Zerstörungen	Summe der Zerstörungen	Summe der Zerstörungen	Mittelwert der Kraftaufwendung während 10min Knotenaufgabe in nicht dominanter Hand, F[N]	Mittelwert der Kraftaufwendung während 10min Knotenaufgabe in nicht dominanter Hand, F[N]	Mittelwert der Kraftaufwendung während 10min Knotenaufgabe in nicht dominanter Hand, F[N]	Mittelwert der Kraftaufwendung während 10min Knotenaufgabe in dominanter Hand, F[N]	Mittelwert der Kraftaufwendung während 10min Knotenaufgabe in dominanter Hand, F[N]	Mittelwert der Kraftaufwendung während 10min Knotenaufgabe in dominanter Hand, F[N]
	H0	H1	H2	H0	H1	H2	H0	H1	H2
1	6	3	5	*	0,33	0,34	*	2,46	0,37
2	25	4	14	0,31	0,49	0,42	0,75	0,52	0,45
3	5	8	5	0,42	0,27	0,39	0,42	0,62	0,62
4	23	21	1	0,14	0,49	0,43	0,14	0,60	0,77
5	6	8	25	0,77	0,70	0,62	0,60	0,70	0,62
6	15	3	1	0,48	0,37	0,55	0,35	0,32	0,44
7	3	4	11	0,20	0,53	0,31	0,20	0,60	0,71
8	38	14	29	*	0,33	0,47	*	0,30	0,37
9	11	16	26	0,90	0,56	0,59	0,56	0,64	0,53
10	2	3	1	0,40	0,77	1,05	0,46	0,64	0,96
11	15	30	19	*	*	*	*	*	*
12	12	10	7	0,40	0,30	0,20	0,40	0,76	0,80
13	3	1	8	0,35	0,92	0,71	0,35	0,28	0,22
14	12	14	11	*	0,14	0,19	*	0,35	0,31
15	7	16	9	0,61	0,21	0,32	0,71	0,31	0,39
16	11	7	1	0,39	0,35	0,38	0,39	0,68	0,60
17	4	16	8	0,24	0,32	0,59	0,64	0,79	0,71
18	10	13	21	0,60	0,60	0,78	0,74	0,69	0,63
19	16	7	13	0,17	0,56	0,35	0,45	1,07	0,58
20	4	13	8	0,57	0,44	0,27	0,97	0,44	0,27
21	4	0	1	0,91	0,64	1,16	0,56	0,64	0,61
22	1	6	7	0,67	0,35	0,54	0,48	0,45	0,46
23	3	2	5	0,64	0,44	0,44	0,88	0,63	0,40
24	16	8	10	0,63	0,59	0,35	0,76	0,61	0,62
25	12	22	5	1,48	0,86	*	0,59	0,58	*

8 Danksagung

Ich möchte mich zuallererst sehr bei Herrn Prof. Dr. med. Robert Bauernschmitt, Leiter der Forschungsabteilung und geschäftsführender Oberarzt der Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie des Deutschen Herzzentrums München, für die Überlassung des Themas bedanken. Vor allem für die zahlreichen Hinweise zur Durchführung der Versuche, Beantwortung aller Fragen und die geduldige Durchsicht meiner Arbeit danke ich sehr. Besonders die Diskussionen der Ergebnisse waren spannend, strukturierend und äußerst hilfreich für die Arbeit.

Ich bedanke mich sehr herzlich bei Herrn Prof. Prof. h.c. Dr. med. Rüdiger Lange, Direktor der Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie des Deutschen Herzzentrums München, für die Möglichkeit, an seiner Klinik zu promovieren und für die freundliche Bereitstellung der Versuchsumgebung. Die Arbeitsbedingungen waren ausgezeichnet. Für die hervorragende Kooperation bei der Freistellung seiner Operateure für die zeitintensiven Versuche unserer Arbeitsgruppe danke ich sehr.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. med. Eva U. Braun M. Sc. vom Deutschen Herzzentrum München für die enorme Hilfe während der Planung und Durchführung der Versuche. Ihre umfassende Betreuung und ihre Ratschläge während meiner Arbeit waren mir eine große Hilfe. Ich danke ihr sehr für die Beantwortung meiner vielen Fragen und die gründliche und zügige Durchsicht meiner Arbeit. Vor allem möchte ich mich aber für die guten Diskussionen, die freundliche Zusammenarbeit und die schöne Zeit bedanken.

Danke allen 25 Herzchirurgen der Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie des Deutschen Herzzentrums München für ihre Teilnahme an den Versuchen, für ihre Geduld und die Zeit, die sie für uns aufgebracht haben.

Bei Frau Raymonde Busch vom Lehrstuhl für Medizinische Informatik des Instituts für Medizinische Statistik und Epidemiologie möchte ich mich für das ausführliche

Besprechen und die Beratung zur statistischen Auswertung meiner Ergebnisse bedanken.

Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Alois Knoll und seinen Mitarbeitern, Dipl.-Inform. Hermann Mayer und Dipl.-Inform. Istvan Nagy vom Lehrstuhl für Echtzeitsysteme und Robotik der Fakultät für Informatik der Technischen Universität München, möchte ich für die freundliche Zusammenarbeit und den reibungslosen Ablauf bei der Durchführung der Versuche danken.

Frau Dipl.-Psych. Franziska Freyberger, Dr. rer. soc. Dr.-Ing. habil. Michael Popp und Prof. Dr. Berthold Färber vom Institut für Arbeitswissenschaften der Fakultät für Luft- und Raumfahrttechnik an der Universität der Bundeswehr München danke ich sehr für die angenehme und reibungslose Zusammenarbeit.

Die Dissertation wurde unterstützt von der Deutschen Forschungsgesellschaft DFG innerhalb des Sonderforschungsbereichs 453 „Wirklichkeitsnahe Telepräsenz und Teleaktion“.

Ich danke meiner Familie für die große Unterstützung, die sie mir immer gewährt hat.