



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
MÜNCHEN

TUM mimed

Lehrstuhl Mikrotechnik und Medizingerätetechnik
Univ.-Prof. Dr. Tim C. Lüth



Fakultät
Maschinenwesen
Medizinische Fakultät
Klinikum rechts der Isar / DHM

LS Mikrotechnik und Medizingerätetechnik • Prof. Lüth • Boltzmannstraße 15 • 85748 Garching

Prof. Dr. Tim C. Lüth

Telefon: 089 – 289 – 151 - 91

Telefax: 089 – 289 – 151 - 92

tim.lueth@tum.de

28.04.2010

Projekt: Grundlagenforschung

Handähnliche flexible Endeffektoren für chirurgische Instrumente auf Basis von Festkörpergelenken

1.6

Zusammenfassung

In der minimalinvasiven Chirurgie (MIC) besteht prinzipbedingt eine Reduktion der Freiheitsgrade medizinischer Instrumente durch den Zugang zum Situs über einen Trokar. Deswegen wurden in der Vergangenheit zahlreiche Spezialinstrumente entwickelt, die zusätzliche Freiheitsgrade am distalen Ende des Instruments bereitstellen. Diese meist zangenartigen Instrumente lassen sich nach der Anzahl der bereitgestellten situsnahen Freiheitsgrade, bzw. nach der Struktur des Mechanismus kategorisieren. Eine Bewegung wird über konventionelle Gelenke ermöglicht. Alternative Ansätze von Greifmechanismen auf Basis von Formgedächtnislegierungen oder auf Basis von Festkörpergelenken bzw. unter Einsatz alternativer Materialien sind bisher unzureichend für die klinische Anwendung erforscht.

Bisherige Greifmechanismen zeichnen sich durch hochkomplexe und aufwändige Kinematiken mit vielen Einzelteilen aus. Konventionelle Greifmechanismen auf Basis von Gelenken unterliegen der Problematik von Lagerspiel und Reibung, wodurch entstehende Reibungskräfte eine taktische Rückkopplung zum Chirurgen von den Greifkräften am Gewebe verhindern. Hinzu kommen die erhöhte Verletzungs- und Quetschungsgefahr von Gewebe durch die meist zu hoch übertragenen Kräfte. Dieser Effekt wird u.a. durch die Hebelverhältnisse zwischen Handstück und Endeffektor sowie des hohen E-Moduls der eingesetzten Materialien verstärkt. Mit den Anforderungen an Biokompatibilität und Sterilität hat sich der Einsatz von Materialien mit einigen Ausnahmen auf Titan oder chirurgischen Stahl beschränkt. Hierdurch wird die intraoperative Flexibilität und Adaptierbarkeit an das Gewebe bzw. an den durchzuführenden Arbeitsschritt unterbunden. Für jede Einzelaufgabe innerhalb der laparoskopischen Technik (Gewebehalten, Nadelhalten, usw.) müssen Spezialinstrumente eingesetzt werden. Dies resultiert in einer für den Chirurgen kaum überschaubaren Bandbreite an Greifmechanismen und häufigen intraoperativen Instrumentenwechseln. Die bisherig eingesetzten Standardmaterialien wie Titan und Stahl limitieren die Design- und Fertigungsmöglichkeiten und zwingen zum Einsatz konventioneller Gelenke. Dies schlägt sich auf eine hohe Anzahl von Bauteilen für einen Greifmechanismus nieder und erzeugt die hohen Anschaffungskosten. Diese können nur durch einen langen Lebenszyklus gerechtfertigt werden. Viele Wiederaufbereitungszyklen erzeugen einen hohen Verschleiß und resultieren in einer starken Degradation des Instruments.

Im Rahmen dieses Forschungsprojekts sollen die beschriebenen Nachteile bisheriger Systeme durch die Entwicklung eines neuartigen flexiblen, handähnlichen Greifmechanismus auf Basis von Festkörpergelenken behoben werden. Der Mechanismus soll dem Chirurgen eine direkte Rückkopplung von Greif- und Manipulationskräften mechanisch ermöglichen. Das Greifen soll durch die Flexibilität des Greifmechanismus sicher und gewebeschonend erfolgen. Durch eine hohe Variabilität von Form und Gelenkkonstellationen sowie des fingerartigen Aufbaus können intraoperativ mehrere Greifarten ermöglicht werden und eine situationsbedingte Adaption realisieren. Ziel ist es einen Greifmechanismus zu realisieren, der über eine geringe Systemkomplexität verfügt und einen breiten Einsatz von Fertigungsmethoden zulässt. Hierdurch soll eine kostengünstige Fertigung für Ein-Weg-Greifmechanismen gefunden werden. Der Greifmechanismus wird über eine anwendungsorientierte, intuitive Bedienung aktuiert. Somit können zum Abschluss die entwickelten handähnlichen Greifmechanismen unter realen Bedingungen in der Klinik durch Chirurgen eingesetzt und validiert werden.

Das Projekt fördert in dieser Phase nur ingenieurtechnische Fragestellungen.

2. Stand der Forschung und eigene Vorarbeiten

2.1 Stand der Forschung

Im Rahmen des Projekts sollen handähnliche flexible Endeffektoren für chirurgische Instrumente auf Basis von Festkörpergelenken entwickelt werden. Im Folgenden wird ein Überblick über Endeffektoren bzw. Greifmechanismen gegeben, die aktuell in der Laparoskopie bzw. für starre Trokare, zum Manipulieren, Greifen und Fixieren von Gewebe verwendet werden.

In diesem Kapitel werden sowohl *konventionelle* als auch *alternative Greifmechanismen* für endoskopische Anwendungen vorgestellt und im Anschluss kritisch diskutiert. Das Unterscheidungskriterium ist hierbei der Mechanismus zur Realisierung der Beweglichkeit der Greifer:

- **Konventionelle Greifmechanismen** basieren ausschließlich auf klassischen Gelenken, bei denen mindestens zwei Bauteile mit Form- und Kraftkopplung durch die Geometrie der Gelenkelemente und die Kräfte zur Aufrechterhaltung des Kontakts relativ zu einander bewegt werden.
- **Alternative Greifmechanismen** ermöglichen Greifbewegungen über Festkörpergelenke, bei denen stoffschlüssige Verbindungen über die Materialeigenschaften (Elastizität, Formgedächtnis, usw.) und die Querschnittsform zur Beweglichkeit führen, ohne dass hierbei Relativbewegungen innerhalb des Bauteils auftreten.

In der offenen Chirurgie verfügt jedes Instrument im Raum über sechs Freiheitsgrade. Diese setzen sich aus drei räumlichen Translationen (x,y,z-Richtungen) sowie drei räumliche Rotationen (α , β , γ) zusammensetzen. Bei minimalinvasiven Eingriffen, wie laparoskopischen Operationen, ist die Anzahl der Freiheitsgrade durch den Wegfall von zwei translatorischen Bewegungen durch den starren Trokar auf vier limitiert (Schwenken und Neigen, Rotation um die Längsachse, translatorisches Ein- und Ausfahren).

Laparoskopische Instrumente verfügen aus diesem Grund am distalen Instrumentenende über zusätzliche Freiheitsgrade, beispielsweise bei einer Zange wäre dies ein zusätzlicher Freiheitsgrad für die Öffnungs-/Schließbewegung. Im weiteren Text beziehen sich die Angaben der Freiheitsgrade ausschließlich auf den Greifmechanismus am Endeffektor. Die Freiheitsgrade des laparoskopischen Instruments werden nicht betrachtet.

2.1.1 Konventionelle Greifmechanismen

Im Folgenden werden Greifsysteme mit steigender Komplexität bzw. Anzahl der Freiheitsgrade des distal angebrachten Greifmechanismus bzw. Endeffektors beschrieben. Man unterscheidet zwischen:

- *einfachen, zangenartigen Greifinstrumenten mit einem situsnahen Freiheitsgrad,*
- *zangenartigen Greifinstrumenten mit mehr als einem situsnahen Freiheitsgrad,*
- *zangenartigen Greifinstrumenten mit distalen flexiblen Anteilen und*
- *fingerartigen Greifinstrumenten mit mehreren Freiheitsgraden.*

Einfache, zangenartige Greifinstrumente mit einem situsnahen Freiheitsgrad

Im Rahmen von laparoskopischen Eingriffen werden durchgehend *Greifer und Zangen* als Hilfsinstrumente verwendet. Diese werden entweder zum direkten Manipulieren von Gewebe oder zum Halten und Bewegen von Instrumenten, bspw. einer chirurgischen Nadel oder Clips, appliziert. Standardinstrumente sind hierbei Dissektoren mit schmalen und gebogenen Branchen zur Präparation von Gewebe, Scheren zum Schneiden und Faszanzangen mit unterschiedlichen Maulteil-, Profil- und Oberflächenvarianten (auch als Koagulationsinstrument), siehe Abbildung 1a. Eine ausführliche Darstellung der für klinische Anwendung verfügbaren Instrumente ist aus den Fachbüchern von Carus (2007) und Donnez (2007) bekannt. Die Instrumente ermöglichen ein Öffnen und Schließen der Branchen und werden entweder sterilisierbar und somit Mehrweg verwendbar oder als Einmalinstrumente angeboten. Diese sind kommerziell verfügbar bei den Firmen Karl Storz GmbH, Olympus Europa Holding GmbH, Richard Wolf GmbH, u. a.

Im Rahmen der Entwicklung von Single-Port-Systemen, bei denen durch einen einzigen Zugang bzw. durch ein Gerät mehrere Instrumente in das Körperinnere eingeführt werden, wurden Instrumente mit einem *gebogenen Schaft* entwickelt. Der Mechanismus zum Öffnen und Schließen des Endeffektors ist äquivalent zu den oben beschriebenen einfachen Zangen; ebenfalls kommerziell verfügbar (KST, 2010), siehe Abbildung 1b.

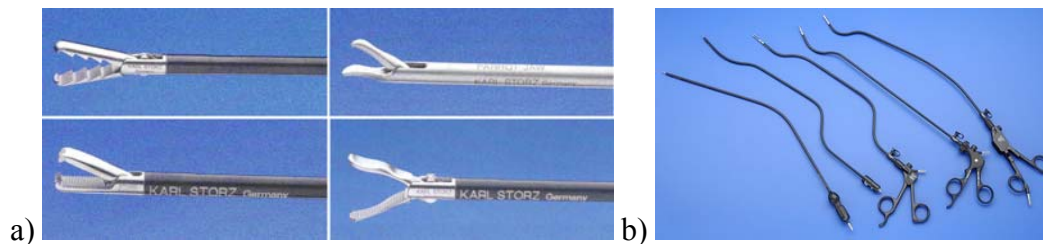


Abbildung 1: Einfache, zangenartige Greifinstrumente a) Standardendeffektoren mit unterschiedlichen Maulteil-, Profil- und Oberflächenvarianten entnommen aus: Carus, 2007 und b) Instrumente mit gebogenem Schaft für Single-Port-Systeme, entnommen aus: KST, 2010.

Zangenartige Greifinstrumente mit mehr als einem situsnahen Freiheitsgrad

Aufgrund des beschränkten Arbeitsraumes der zuvor genannten Standardinstrumente, wurde 2000 ein chirurgisches Instrument für minimal invasive Eingriffe von Schwarz et al. patentiert, siehe Abbildung 2a). Der Endeffektor kann über die Bedienelemente am Handgriff manuell in 3 Freiheitsgraden bewegt werden, indem mehrere Zug-/Druckstangen zum Einsatz kommen. Somit kann der Greifer a) geöffnet und geschlossen werden, b) um seine eigene Achse gedreht werden (unabhängig vom Schaft) und c) abgewinkelt werden (Frede et al., 2006; Bueß und Waseda, 2007). Im klinischen Einsatz wird das Instrument durch 12mm Trokare geführt (Ishikawa et al., 2009). Das medizinische Instrument wird unter der Bezeichnung *Radius Surgical System* von der Firma Tuebingen Scientific Medical GmbH angeboten.

Die robotisch gesteuerten *EndoWrist-Instrumente* sind Bestandteil des DaVinci Systems (Intuitive Surgical) und bieten ebenfalls mehrere situsnahe Freiheitsgrade. Die Steuerung erfolgt nicht manuell, sondern über eine Konsole durch Handbewegungen des Chirurgen. Hierdurch kann der Endeffektor in 5 Freiheitsgraden bewegt werden. Das DaVinci System wird häufig bei abdominalen und thorakalen Operationen eingesetzt. Der Mechanismus wird von Gary und Salisbury (2002) und Moll et al. (2003) ausführlich dargestellt, siehe Abbildung 2b). Klinische Einsätze wurden in Falk et al. (1999) und Aybek et al. (2000) veröffentlicht. Die In-

strumente sind sterilisierbar und je nach Modell 10 bis 18mal wieder verwendbar. Unterschiedliche Greifervarianten mit verschiedenen Geometrien für 8mm und 5mm Trokare sind verfügbar (Intuitive Surgical, 2010).

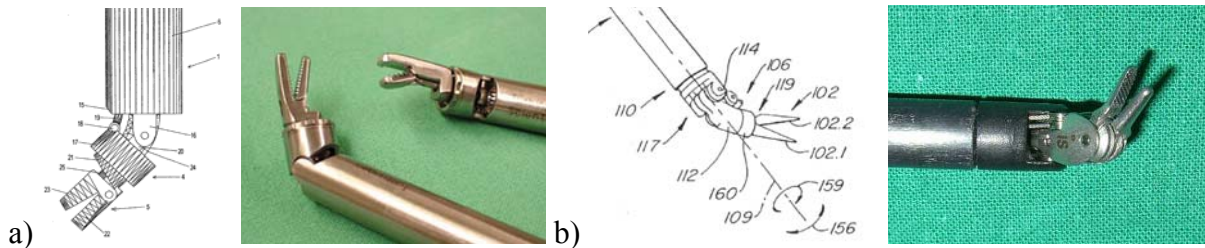


Abbildung 2: Verfügbare Greifinstrumente: a) Skizze und Foto des manuell gesteuerten Radius Surgical System (links entnommen aus: Schwarz et al., 2000; rechts entnommen aus: Frede et al., 2006) und b) Skizze und Foto des robotisch gesteuerten EndoWrist-Instruments (links entnommen aus: Moll et al., 2003; rechts: © TUM-MIMED, 2010)

Zangenartige Greifinstrumente mit am distalen Ende flexiblen Anteilen

Greifinstrumente, bei denen der Endeffektor mit einem flexiblen Element am distalen Ende verbunden ist, verfügen über eine höhere Anzahl an Freiheitsgraden. Ein demonstratives Beispiel hierfür ist die Instrumentenreihe *CambridgeEndo* für die Laparoskopie und Single-Port-Systeme (Woojin, 2007), Abbildung 3. Der Endeffektor hat 3 Freiheitsgrade und das Gesamtsystem ist durch Standardtrokare mit einem Durchmesser von 5mm anwendbar. Durch die im Handstück integrierte Kinematik wird über Seilzüge eine Abwinkelung des Handstücks auf das distale flexible Ende invers übertragen. Die Position bzw. Winkelstellung des Greifers ist arretierbar. Das Öffnen und Schließen des Greifers ist in allen Positionen möglich und erfolgt ebenfalls über Seilzüge.

Der vollständigkeitshalber sind flexible Endoskope für den Gastrointestinalbereich zu erwähnen, bekannt aus dem Fachbuch von Classen et al. (2004).

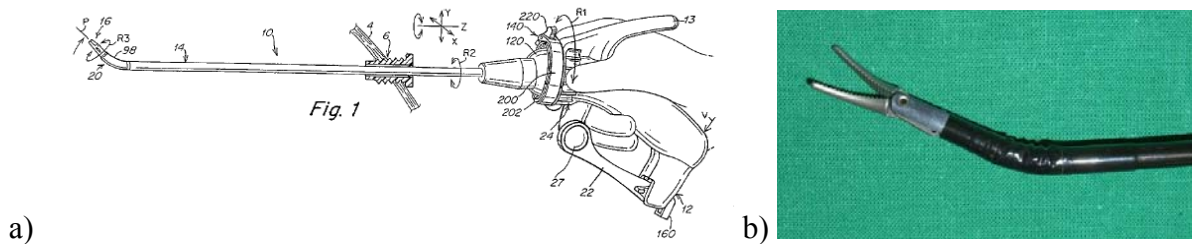


Abbildung 3: Greifinstrument CambridgeEndo a) Gesamtinstrument entnommen aus Woojin, 2007 und b) Foto des distalen Endes mit flexiblen Anteilen (© TUM-MIMED, 2010)

Fingerartige Greifinstrumente mit mehreren Freiheitsgraden

Weiterhin wurde ein Greifer mit mehr als zwei Branchen bzw. mit gelenkigen fingerähnlichen Greifflächen entwickelt (Daum, 1993). Bei dem System EndoHand der Firma Daum GmbH können mit dem Daumen, dem Zeigefinger und dem Mittelfinger die drei Branchen des handähnlichen Endeffektors einzeln angesteuert werden. Zudem verfügt die EndoHand über ein handgelenkenähnliches Gelenk. Der Schaft kann bis zu 90° gedreht werden. Dieses System wurde nicht in die klinische Praxis überführt.

2.1.2 Alternative Greifmechanismen

Die minimal invasive Operationstechnik erfordert eine hohe Präzision und Bewegungsfreiheit trotz dem eingeschränkten Zugang zum Körperinneren. Aus der Notwendigkeit zur Entwicklung flexibler Mechanismen für medizinische Anwendungen wurden neue biokompatible Werkstoffe und Legierungen entwickelt und medizinisch zugelassen. Eine Übersicht über derzeit verfügbare Biomaterialien für Medizingeräte ist in Ratner et al. (2004) verfügbar.

Im Weiteren werden endoskopische Instrumente vorgestellt, die im Gegensatz zu konventionellen Greifern durch stoffschlüssige Verbindungen und die geometrische Auslegung der Querschnittsform die Greifbewegung realisieren. Greifmechanismen auf Basis von Festkörpergelenken sind aus unterschiedlichen Bereichen der Montagetechnik und Piezoaktomatik bekannt. Die niedrige Elastizität von Kunststoffen im Vergleich zu Metallen wie Edelstahl und Titan erlaubt die Realisierung von flexiblen, verformbaren Profilen und Festkörpergelenk-Konstruktionen (Erhard, 2004 und Saechtling et al., 2007).

Ansätze zu flexiblen Greifern für Gewebe, vor allem auf Basis des Finray-Prinzips, sind in der europäischen Offenlegungsschrift (Kniese, 2000) und der Offenlegungsschrift (Hölscher et al., 2008) dargestellt. Konzepte für Festkörpergelenkgreifer aus Kunststoffen zur Manipulation von inneren Organen in der minimal invasiven Chirurgie werden gegenwärtig erforscht (Kota et al., 2005). Die Realisierbarkeit eines Einweggreifers aus Kunststoff mit konventionellen Gelenken wurde in einem Funktionsmuster getestet (Van Merr et al., 2005). Die Beschichtung der Spitze eines Metallgreifers mit Silikon zur Reduktion der Gewebequetschung wurde 2002 von Marucci et al. veröffentlicht.

2.1.3 Kritik am Stand der Technik

Den Vorteilen durch die bereits vorhandenen technischen Lösungen stehen einige Nachteile medizinischer und technischer Art gegenüber. Die derzeitig verwendeten Werkstoffe von klinischen Greifern sind hauptsächlich auf Metalle (Edelstahl und Titan) begrenzt. Die Bewegungen werden durch konventionelle Gelenke realisiert. Folgende Einschränkungen werden kritisiert:

- **Reduzierte taktile Rückkopplung.** Gegenwärtige Greifmechanismen auf Basis konventioneller Gelenkinematiken sind prinzipbedingt reibungs- und spielbehaftet (Tavakoli und Howe, 2007). Während die Reibungskräfte intraoperativ in der gleichen Größenordnung auftreten können wie die nötigen Kräfte zur Gewebemanipulation, ist es für den Chirurgen nahezu unmöglich, taktil die applizierten Kräfte zu erfassen und abzuschätzen (Grimbergen und Jaspers, 2004; Kim et al., 2009; King et al., 2009; Westebring-van der Putten et al., 2009). Das Lagerspiel in den Gelenken kann durch zusätzliche Vorspannkräfte neutralisiert werden, resultiert jedoch in zusätzlicher Verfälschung der durch den Chirurgen zu erzeugenden Kräfte (Mahvash und Okamura, 2006). Erschwerend kommt hinzu, dass durch das Hebelverhältnis zwischen dem Handstück des Instruments und den Greifbranchen die Bewegungen negativ, die Kräfte jedoch positiv skaliert werden. Dies bedeutet, dass die Bewegung gut abgeschätzt werden kann, jedoch nicht die erzeugte Kraft.
- **Verletzungs- und Quetschungsgefahr von Gewebe.** Der laparoskopische Greifprozess von Gewebe ist bisher nur unzureichend gelöst. Metallische Greifer können aufgrund des im Vergleich zu Gewebe viel zu hohen Elastizitätsmoduls von Titan oder

chirurgischem Stahl lokale Druckspitzen und Schneideffekte am Gewebe erzeugen (De et al., 2006). Die applizierten Kräfte beim Greifen oder Fassen von Gewebe sind zusätzlich unnötig hoch (Marucci et al., 2000). Des Weiteren können sich metallische Greifmechanismen nicht flexibel an das Gewebe anpassen.

- **Stark eingeschränkte Variabilität des Greifprinzips.** Gegenwärtig sind Greifmechanismen an laparoskopischen Instrumenten aus Metall gefertigt. Dies ist darin begründet, dass aufgrund der klinischen Anforderungen wie Sterilität und Biokompatibilität die Werkstoffauswahl sich vor allem auf Titan oder chirurgischen Edelstahl beschränkt. Diese sind korrosionsbeständig und für die Verwendung im menschlichen Körper gut verträglich. Dies führt zu einem engen Entwicklungskorridor für Greifmechanismen. Der hohe E-Modul dieser Werkstoffe zwingt zu der Verwendung von konventionellen Gelenken, welche zur Realisierung von mehreren Freiheitsgraden zu seriellen Kinematiken führen.
- **Zwang zu häufigem Instrumentenwechsel.** Intraoperativ ist der Chirurg bei der Manipulation des Gewebes bei Greif- oder Fassaufgaben gezwungen, entsprechend der Situation am Situs den entsprechenden Greifmechanismus bzw. das Instrument aus einem breiten Repertoire auszuwählen (Carus, 2007). Durch die unflexiblen Greifendeffektoren kann keine intraoperative Adaption an die Situation und das Gewebe zur Aufgabenerfüllung erfolgen. Dies resultiert in einem hohen Instrumentieraufwand.
- **Hohe Bauteilkomplexität und eingeschränkte Fertigungsmethoden.** Bei Greifmechanismen auf Basis von konventionellen Gelenken mit mehreren Freiheitsgraden entstehen eine hohe Anzahl von komplexen Bauteilen mit engen Fertigungstoleranzen. Diese komplexen Komponenten und Mechanismen spiegeln sich in dem verhältnismäßig hohen Preis von solchen Instrumenten wieder. Zudem werden metallische Greifmechanismen aus Edelstahl und oder Titan vorwiegend spanend bearbeitet. Alternative Fertigungsmethoden können kaum eingesetzt werden. Hierdurch müssen viele Kompromisse hinsichtlich der Funktionalität sowie der Struktur der Greifmechanismen eingegangen werden.
- **Aufwendige Wiederaufbereitung und Sterilisation.** Aufgrund des hohen Fertigungs- und Montageaufwands aber auch der Systemkomplexität verfügbarer Instrumente mit mehr als einem Freiheitsgrad müssen diese wiederverwendbar und somit sterilisierbar sein. Dies wirkt sich wiederum negativ auf die Lebensdauer der Instrumente aus. Ein repräsentatives Beispiel dafür sind die EndoWrist-Greifinstrumente von Intuitive Surgical, die nach 10 bis 18 Einsätzen zur Firma zurückgeschickt werden müssen.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die verfügbaren Greifmechanismen von Weichgewebe in der **Minimal Invasiven Chirurgie (MIC)** nicht zufriedenstellend sind. Es besteht ein hoher Bedarf zur Entwicklung von flexiblen Endeffektoren mit einem verbesserten taktilen Feedback, die aber gleichzeitig ein gewebeschonendes Manipulieren ermöglichen. Die Endeffektoren sollen im klinischen Einsatz handähnliche Bewegungsfreiheitsgrade realisieren, ohne dabei fertigungstechnisch komplex oder kostenaufwendig zu werden. Das Potenzial von medizinischen, biokompatiblen Kunststoffen, welches in diesem Bereich bisher nicht ausreichend genutzt wurde, soll im Rahmen dieses Projekts eine zentrale Stellung einnehmen.

2.2 Eigene Vorarbeiten

Der Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der TU München (o. Prof. Dr. T.C. Lüth) beschäftigt sich in erster Linie mit der Entwicklung mechatronischer und mechanischer Systeme für die Mikro- und Medizingerätetechnik (Lüth, 2009). Um die Entwicklungen klinisch evaluieren zu können ist der Lehrstuhl für Forschung und Lehre nach ISO 9001 und ISO 13485 zertifiziert. Die an diesem Lehrstuhl getätigten Forschungsarbeiten schließen die Entwicklung von Kinematiken, Elektronik, Steuerungen und taktilen bzw. grafischen Benutzeroberflächen mit ein. Mit Hilfe der am Lehrstuhl verfügbaren Rapid-Prototyping Verfahren können Prototypen für eine klinische Evaluierung schnell und einfach realisiert werden.

2.2.1 Kinematikentwicklungen für medizinrobotische Assistenzsysteme

Ein Anliegen des Lehrstuhles ist die Entwicklung von Kinematiken für medizinrobotische Systeme. So wurde im Rahmen der Eigenforschung eine Antriebseinheit für ein Da Vinci Endo Wrist Instrument aufgebaut, siehe Abbildung 4a). Damit können die einzelnen Bewegungsfreiheitsgrade des Instruments angesteuert werden.

Für Anwendungen in der Mittelohrchirurgie wurde ein Manipulator mit spezieller Kinematik entwickelt, der über eine Bedienkonsole vom Chirurgen gesteuert wird (Maier et al., 2008), siehe Abbildung 4b). Das System ermöglicht ein kräftiges und zugleich gut dosierbares Manipulieren, Greifen und Schließen der angeflanschten Standardinstrumente für die HNO-Chirurgie. Die Verwendung von Standardzangen ermöglicht es, mit gewohnten und bewährten Instrumenten ermüdungsfrei und präzise zu operieren. Zur Kraftbegrenzung ist in dem Manipulator eine mechanische Magnetkupplung integriert, die bei Überschreiten einer definierten Maximalkraft eine weitere Krafteinleitung verhindert. Weiterentwicklungen in diesem Bereich werden von der DFG gefördert (LU 604/25-1).

Mit dem TUM Point wurde erstmals eine mobile autoklavierbare Roboterkinematik entwickelt, siehe Abbildung 4c). Der TUM Point kann flexibel in einer herkömmlichen OP-Umgebung genutzt werden. Mit ihm ist eine ausreichend genaue Positionierung von Standardinstrumenten möglich (Schauer et al., 2003a).

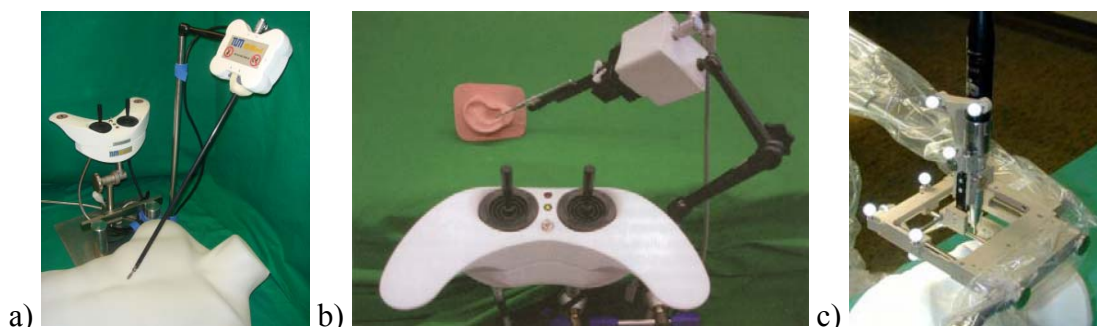


Abbildung 4: Robotische Systeme a) Antriebseinheit für ein Da Vinci Instrument (© TUM-MIMED, 2010), b) Manipulator für die Mittelohrchirurgie, entnommen aus: Maier et al., 2008, c) TUM Point entnommen aus: Schauer et al., 2003b.

2.2.2 Kinematikentwicklungen mit Rapid-Prototyping Verfahren

Seit vielen Jahren werden am Lehrstuhl Kinematiken und Getriebe für spezielle Anwendungen entwickelt. Diese Systeme werden mit 3 bis $n \geq 6$ Freiheitsgraden entworfen (Koulechov

et al., 2006). Zu diesem Zweck wurden spezielle Methoden zur Kinematikentwicklung aufgebaut (Fischer et al., 2008a). Das erlangte Wissen hierüber wird in den vom Lehrstuhl angebotenen Vorlesungen *Getriebelehre I und II* an die Studenten weitergegeben.

Für die Realisierung von Funktionsmustern und Prototypen von Kinematiken nutzt der Lehrstuhl seine langjährigen Erfahrungen mit Rapid-Prototyping und Rapid-Manufacturing Verfahren wie 3D-Druck (Fischer et al. 2008b) und Vakuumgießen, siehe Abbildung 5. Auch Phantome werden auf diese Weise hergestellt. Der Lehrstuhl verfügt über einen 3D Drucker mit dem CAD-Konstruktionen gedruckt werden können. Hierbei wird das Bauteil aus einer Vielzahl von Einzelschichten aus pulverförmigem Rohmaterial und Bindemittel aufgebaut. Mit dem Vakuumgießverfahren können Kunststoffteile mit verschiedensten Materialeigenschaften erzeugt werden. Hierfür wird das flüssige Rohmaterial unter Vakuum in eine zuvor erstellte Silikonform gegossen. Nach dem Aushärten erhält man das fertige Bauteil. Diese Verfahren ermöglichen eine schnelle und einfache Herstellung auch von aufwändig geformten Bauteilen.

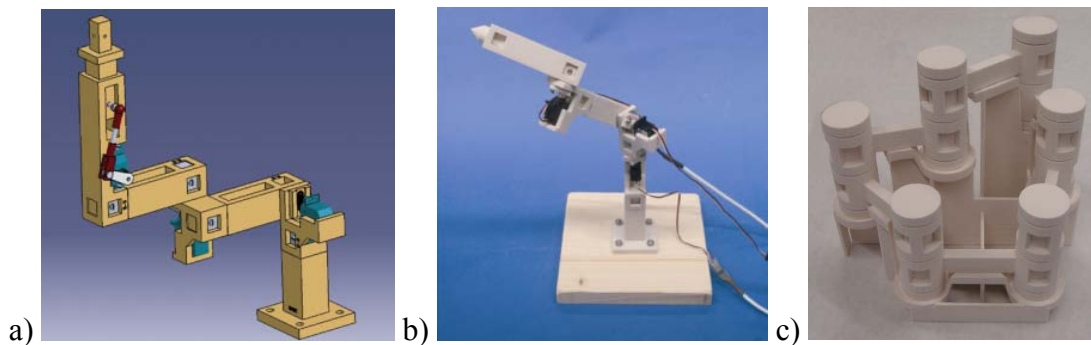


Abbildung 5: Kinematiken und Rapid-Prototyping (© TUM-MIMED, 2010) a) CAD-Modell einer Roboterkinematik, b) Roboterkinematik aus Rapid-Prototyping Teilen, c) Sechsgelenk aus zusammenhängenden Rapid-Prototyping Teilen

2.2.3 Festkörpermechanismen

Im Rahmen eines Industrieprojektes wurden einteilige Kunststoffgreifer für eine schonende Manipulation des Gewebes entwickelt. Bekannte Probleme, wie Gewebequetschungen, wie sie bei verfügbaren Greifern bzw. Metallzangen auftreten, können durch einen flexiblen Greifmechanismus reduziert werden. Die Beweglichkeit des Greifers wurde über Festkörpergelenke, geometrische Strukturen und die Materialauswahl realisiert. Für die Auslegung wurden die Finite Elemente Methode (Abbildung 7a) und die numerische Simulation herangezogen. Die auf diese Weise optimierten Prototypen wurden realisiert und anschließend sowohl experimentell im Laborversuch als auch im klinischen Tierversuch validiert (Abbildung 7b).

Weiterhin wurde in einem von der DFG geförderten Projekt (LU 604/20-1) ein resorbierbares Implantat zum Zusammenfügen von Wundrändern entwickelt, welches sich nach der Heilung im Körper vollständig auflösen soll (Aguib und Lueth, 2009). Das Implantat besteht aus biokompatiblen, medizinisch zugelassenen Materialien und soll zum Wundverschluss nach endoskopisch durchgeführten Operationen zum Zusammenfügen von Magengewebe verwendet werden. Das Implantat ist an die Gewebedicke adaptierbar, siehe Abbildung 7c) und d). Die Anpassung erfolgt über einen Rastermechanismus auf dem Implantatschaft, auf dem sich eine Hülse mit der Gegenrasterung befindet. Die Hülse verfügt über ein Festkörpergelenk, so dass

diese im Körperinneren über dem Rasterprofil in axialer Richtung verschoben werden kann. Das Implantat ist für die endoskopische Anwendung ausgelegt und dimensioniert.

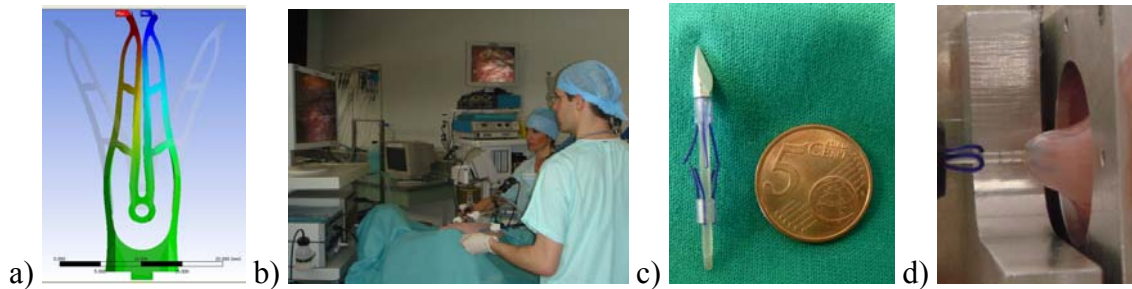


Abbildung 6: Festkörpermechanismen a) einteiliger Greifer (© TUM-MIMED, 2008), b) klinischer Einsatz der Greifer am Schwein (© TUM-MIMED, 2009), c) Implantat zum Wundverschluss, entnommen aus: Aguib und Lueth, 2009, d) Bestimmung der Belastbarkeit des Implantats (© TUM-MIMED, 2010)

2.3 Lösungsansatz

Um die kritisierten Probleme des Standes der Technik zu beheben, wird ein handähnlicher Greifmechanismus entwickelt, der durch mehrere Freiheitsgrade einen bedarfsgerechten Bewegungsraum bietet. Durch die ausschließliche Verwendung von flexiblen Festkörpergelenken zur Realisierung der Bewegungsfreiheitsgrade im Endeffektor sollen die Probleme bisheriger medizinischer Greifmechanismen gelöst werden. Für den Greifmechanismus wird ein laparoskopisches Instrument konzeptioniert, um den Endeffektor in einem klinischen Umfeld realitätsnah validieren zu können. Das zu entwickelnde handähnliche Greifsystem zeichnet sich durch folgende Eigenschaften aus:

- **Direkte Rückkopplung von Greif- und Manipulationskräften.** Durch die Realisierung eines Greifmechanismus auf Basis von Festkörpergelenken werden die bekannten Probleme wie Reibung oder Lagerspiel in den Gelenken prinzipbedingt umgangen. In der Kombination mit dem Einsatz flexibler Werkstoffe wird somit dem Chirurgen eine direkte Kraftübertragung auf das Handstück des Instruments ermöglicht. Hierdurch werden dem Chirurgen die von ihm erzeugten Greifkräfte am Situs realistisch rückgekoppelt. Der flexible Endeffektor kann so ausgelegt werden, dass die erzeugten Kräfte nur bis zu einer definierten Schwelle oder mit einem Skalierungsfaktor negativ übertragen werden. Somit kann die Problematik der Kraft- und Bewegungsskalierung von konventionellen Greifern kompensiert werden.
- **Sicheres, gewebeschonendes Greifen von Gewebe.** Durch den Einsatz von flexiblen biomedizinischen Kunststoffen kann der E-Modul des Greifmaterials so ausgewählt werden, dass dieser – im Vergleich zu Metallen – näher an den biomechanischen Eigenschaften von Gewebe liegt. Hierdurch können Kräfte skaliert und limitiert werden, wodurch lokale Druckspitzen und Schneideffekte ausgeschlossen werden können. Die übertragenen Kräfte werden auf ein nötiges Minimum reduziert um Verletzungen an dem Gewebe auszuschließen. Zusätzlich kann durch die flexible Struktur des Greifmechanismus eine Anpassung an das zu manipulierende Gewebe erfolgen. Mechanische Sicherheitselemente werden in den handähnlichen Greifmechanismus integriert, um Überlastfälle nicht an das Gewebe weiterzugeben.

- **Flexible Greifstrukturen mit hoher Variabilität der Form und Gelenkkonstellation.** Im Rahmen der Entwicklung soll das große Potential von medizinischen, hochtechnologischen Kunststoffen wissenschaftlich untersucht, anwendungsspezifisch zugänglich gemacht und genutzt werden. Hierbei werden die zentralen Gesichtspunkte der Biokompatibilität und Sterilisation berücksichtigt. Durch den Einsatz von medizinischen Kunststoffen ergibt sich ein breiter Entwicklungskorridor von anwendungsorientierten Greifmechanismen. Der Greifmechanismus wird auf Basis von Festkörpergelenken mit mehreren Freiheitsgraden realisiert, wobei sich die Entwicklung bei Optimierungsaufgaben moderner Simulationsmethoden und Rapid-Prototypen bedient.
- **Situationsbedingte Adaption des Greifmechanismus.** Durch den handähnlichen und flexiblen Greifmechanismus wird es dem Chirurgen intraoperativ ermöglicht, den Endeffektor den Aufgaben im Situs spezifisch anzupassen. Durch die handähnlichen Eigenschaften mit fingerartigen Strukturen ist es möglich, entsprechend dem Manipulationsziel ein Instrumentieren ohne Instrumentenwechsel durchführen zu können. Des Weiteren ist es möglich mit einem Greifmechanismus sowohl paralleles Greifen bzw. scherenartiges Fassen durch entsprechende Aktuierung zu realisieren. Neben einer symmetrischen Greifbewegung können durch Kombination mehrerer Finger ebenfalls unsymmetrische Strukturen geschaffen werden, wie sie beispielsweise bei schaufelartigen Aufgaben oder Retraktionsaufgaben benötigt werden, zu erhalten.
- **Geringe Systemkomplexität und breiter Einsatz von Fertigungsmethoden.** Der Einsatz von Festkörpergelenken zur Realisierung des handähnlichen Greifmechanismus ermöglicht eine geringe Anzahl von Bauteilen. Eine Relativbewegung zwischen Bauteilkomponenten wird prinzipbedingt umgangen. Konventionelle aber auch hochtechnologische Fertigungsverfahren wie Lasersintern, Mikrofräsen usw. sollen eingesetzt und validiert werden. Für den Entwurf werden u.a. computergestützte Konstruktionswerkzeuge und Rapid-Prototyping-Methoden eingesetzt. Greifmechanismen auf Basis von Festkörpergelenke sind von dem Effekt der Bauteilermüdung betroffen. Hier wird eine gezielte strukturelle Optimierung hinsichtlich Aufgabenerfüllung und Versagensvorhersage erfolgen und dementsprechend eine Empfehlung für die Optimierung abgegeben.
- **Kostengünstige Fertigung für Ein-Weg-Greifmechanismen.** Durch die niedrige Systemkomplexität und die niedrige Komponentenanzahl kann eine kostengünstige Fertigung erreicht werden. Hierdurch wird die Grundlage geschaffen für eine Realisierung des Greifmechanismus als Ein-Weg-Komponente.
- **Anwenderorientierte Bedienung.** Um eine möglichst intuitive Bedienung zu ermöglichen besteht das System aus einer Bedienschnittstelle (z.B. Handgriff), einem Instrumentenschaft und einem auswechselbarem Endeffektor (handähnlichem Greifmechanismus mit Fingern). Dabei wird die Drehung des Endeffektors über die Rotation des Schaftes realisiert. Alle weiteren Bewegungsfreiheitsgrade wie das Schwenken in zwei orthogonale Richtungen und das Öffnen bzw. Schließen des Greifers werden im Endeffektor umgesetzt. Die Aktuierung des Endeffektors erfolgt über einen Handgriff.

Ziel ist es mit diesem Ansatz die Nachteile des Standes der Technik zu beheben, um ein sicheres und einfach zu bedienendes laparoskopisches Instrument zu schaffen. Das Instrument soll die schonende aber zugleich sichere Handhabung des Gewebes ermöglichen.

2.3.1 Handähnliche Endeffektoren mit Fingern auf Basis von Festkörpergelenken

Minimal invasive Eingriffe durch starre Trokare beschränken grundsätzlich die dem Chirurgen zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade und somit seine Bewegungsfreiheit. Somit können Operationstechniken aus der offenen Chirurgie, bei der die menschliche Hand direkt eingesetzt wird, nur limitiert angewandt werden. Aus diesem Grund besteht ein medizinischer Bedarf von handähnlichen Endeffektoren für laparoskopische Eingriffe, mit denen flexible, gelenkige Fingerbewegungen zum Halten und Manipulieren von Gewebe im Körperinneren realisiert werden können. Die Anwendung durch Standardtrokare ist grundlegend vorausgesetzt. Folgende technische und medizinische Anforderungen sollen erfüllt werden:

Anzahl der Greiferbranchen bzw. der flexiblen Finger. Der Endeffektor soll mindestens über drei bewegliche, flexible Finger verfügen und somit mindestens aus Daumen, Zeigefinger und Mittelfinger eine Hand nachbilden. Die einzelnen Finger sollen flexibel sein und gelenkige Bewegungen ermöglichen.

Bewegungsflexibilität mit vier situsnahen Freiheitsgraden. Der gesamte Endeffektor soll samt Fingern geschwenkt, geneigt, gedreht werden und greifen können. Somit sollen situsnah vier Freiheitsgrade erfüllt werden.

Multifunktionale Greifstrukturen. Durch agonistische bzw. antagonistische Kombination von einzelnen Fingern werden mehrere Funktionalitäten in einem Endeffektor vereint. Beispielsweise können mit einem Mechanismus umgreifende oder spreizende Bewegungen ebenso realisiert werden, wie auch eine schaufelartige Gestalt angenommen werden. Zusätzlich können scherenartiges und paralleles Greifen durch entsprechende Fingerkombination umgesetzt werden. Symmetrische und auch asymmetrische Greiferbranchen ermöglichen zudem ein weiteres breites Anwendungsspektrum.

Dimensionierung des Endeffektors. Die Endeffektoren sollen für die Anwendung in konventionellen, starren Trokaren geeignet sein. Somit sollen diese im geschlossenen Zustand einen Querschnitt kleiner als 10 mm haben, um durch die starren Kanäle geführt werden zu können. Der Öffnungswinkel der Greiferbranchen bzw. der flexiblen Finger soll im Körperinneren durch die Aktuierung des Greifmechanismus ausreichend groß sein.

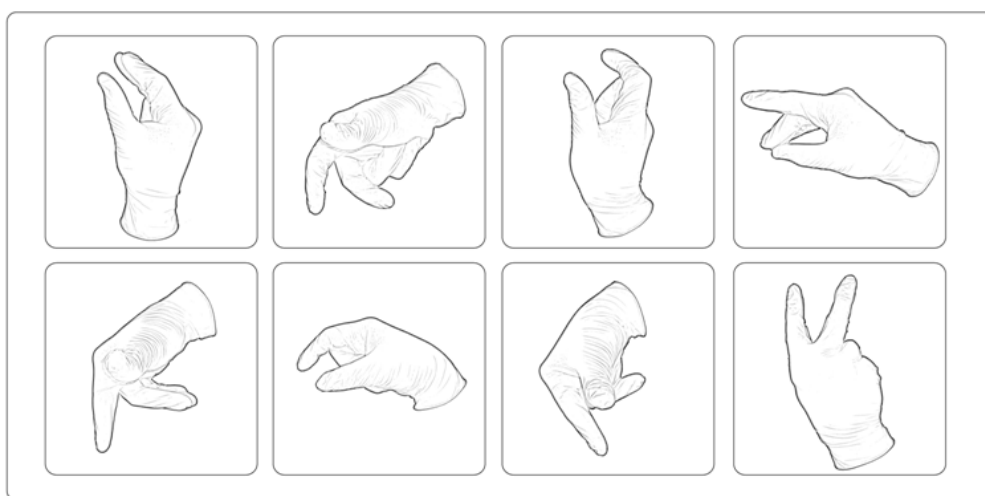


Abbildung 7: Darstellung der Greifstrukturen und räumliche Bewegungsmöglichkeiten einer menschlichen Hand als Referenz für die handähnlichen Endeffektoren (© TUM-MIMED, 2010)

Bei der Entwicklung der Endeffektoren wird der Schwerpunkt auf die Verwendung biokompatibler Kunststoffe gelegt, um den Einsatz im klinischen Umfeld zu ermöglichen. Somit können die Aspekte der Torsionssteifigkeit, Sterilität und Herstellbarkeit direkt geprüft und validiert werden. In experimentellen Versuchen werden die Parameter für die Materialermüdung und Belastbarkeit bestimmt und in entsprechenden Optimierungszyklen unter Zuhilfenahme von Simulationsmethoden in das Kinematikdesign übernommen.

2.3.2 Bedieninstrument zur Aufnahme und Aktuierung des Greifers

Für die Ansteuerung eines Endeffektors soll eine Bedienschnittstelle für laparoskopische Anwendungen entwickelt werden. Hiermit sollen die unterschiedlichen Funktionen des Endeffektors gesteuert werden können, ohne das Instrument wechseln zu müssen.

Schubstangen. Der Endeffektor wird über Schubstangen bewegt, die innerhalb des Instrumentenschaftes verlaufen. Da der Endeffektor über mindestens drei Greiferbranchen verfügt, sind mehrere Schubstangen notwendig, um die einzelnen Finger flexibel zu bewegen aber auch die Multifunktionalität des Greifsystems zu realisieren.

Kraftübertragung und Aktuierung. Die Aktuierung mit Hilfe starrer Zugstangen, bspw. aus Edelstahl oder Titanlegierungen, erfolgt über eine definierte Schnittstelle am Endeffektor. So ermöglichen Ösen am Endeffektor eine Anlenkung über Schubstangen, um die Applikationskräfte am Bedieninstrument aus dem Endeffektor zu übertragen. Je nach Konstellation von Festkörpergelenken, Material und Profil der flexiblen Greiferbranchen verformt sich der Endeffektor und kann Gewebe an einer Stelle umgreifen, wegspreizen, halten oder manipulieren.

Gesamtinstrument zum laparoskopischen Manipulieren von Gewebe. Unter Berücksichtigung bisheriger medizinischer Greifmechanismen und Instrumente kommerzieller Systeme und Prototypen aus der Forschung erfolgt eine Analyse des Gesamtkonzepts für einen neuartigen Mechanismus. Die Bestimmung der notwendigen Kräfte zum Applizieren eines definierten Drucks auf das Gewebe ohne dieses zu Beschädigen spielt eine entscheidende Rolle für die Entwicklung vom Handgriff bis zum Endeffektor. Ein realisierter Prototyp des Gesamtinstruments wird es ermöglichen, das Potential von flexiblen Greifmechanismen im klinischen Umfeld zu beurteilen.

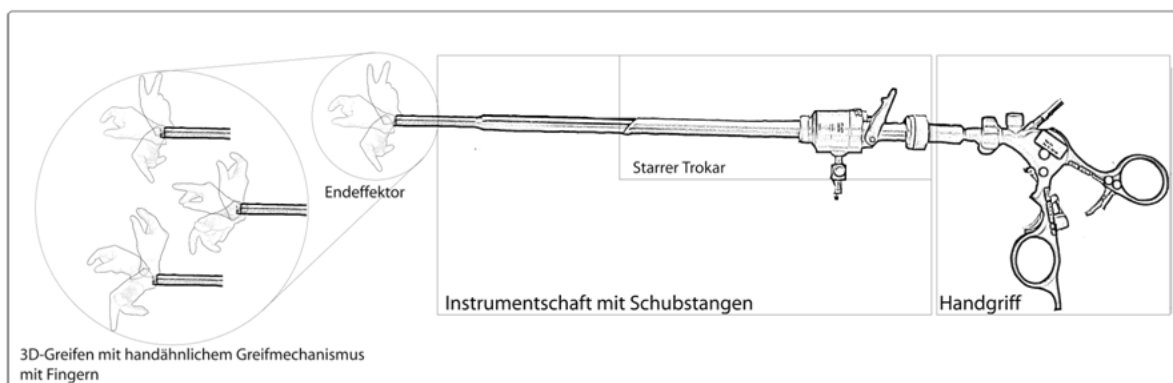


Abbildung 8: Lösungsstruktur des handähnlichen Greifmechanismus zum dreidimensionalen Greifen. Der Endeffektor auf Basis von flexiblen Festkörpergelenken kann ausgetauscht werden. Der Applikator verfügt über einen Handgriff sowie einen Instrumentenschaft mit Schubstangen. (© TUM-MIMED, 2010)

3. Ziele und Arbeitsprogramm

3.1 Ziele

Das Projektziel ist es handähnliche Endeffektoren für die Laparoskopie auf Basis neuer Festkörpergreifmechanismen zu entwickeln und zu realisieren. Diese sollen über eine geringe Systemkomplexität verfügen und einen breiten Einsatz von Fertigungsmethoden zulassen. Eine kostengünstige Fertigung für Ein-Weg-Greifmechanismen soll gefunden werden. Das Gesamtsystem beinhaltet sowohl den flexiblen Endeffektor sowie den dazu passenden Handgriff mit Instrumentenschaft. Der Endeffektor wird dabei so ausgelegt, dass eine schonende Manipulation des Gewebes garantiert ist. Der Handgriff soll dem Chirurgen eine anwendungsorientierte, intuitive Bedienung des Endeffektors ermöglichen. Der Mechanismus soll dem Chirurgen eine direkte Rückkopplung von Greif- und Manipulationskräften auf mechanische Art ermöglichen. Das Greifen soll durch die Flexibilität des Greifmechanismus sicher und gewebeschonend erfolgen. Durch eine hohe Variabilität von Form und Gelenkkonstellationen sowie des fingerartigen Aufbaus können intraoperativ mehrere Greifarten ermöglicht werden und eine situationsbedingte Adaption realisiert werden. Die Bewegungsabläufe bei der Bedienung sowie die mechanischen Eigenschaften des Instruments sollen mit Hilfe von Simulationsmethoden und experimentellen Versuchen analysiert und optimiert werden. Durch diese Entwicklung soll das Trauma hervorgerufen durch die Nachteile bekannter Greifsysteme reduziert und somit die Belastungen für den Patienten vermindert werden. Zum Abschluss können die entwickelten handähnlichen Greifmechanismen unter realen Bedingungen in der Klinik durch Chirurgen eingesetzt und validiert werden.

- A **System zur intraoperativen Erfassung von Manipulationsbewegungen und -kräften am Situs bei laparoskopischen Eingriffen.** Mittels eines zu realisierenden Messinstruments sollen vor Beginn der Entwicklung eines gewebeschonenden Greifmechanismus Daten zum intraoperativen Greifen von Gewebe unter experimentellen und realen Bedingungen erhoben werden. Die Daten dienen zur aufgabenspezifischen Anforderungsermittlung an den zu entwickelnden Greifmechanismus.
- B **Endeffektoren mit Festkörpergelenken zur Gewebemanipulation.** Ein Mechanismus zur schonenden Manipulation von Weichgewebe in mehreren situsnahen Freiheitsgraden soll entwickelt und aufgebaut werden. Der Greifer soll aus flexiblen biokompatiblen Kunststoffen realisiert werden und soll geöffnet und geschlossen, geneigt und geschwenkt werden können. Die Entwicklung wird durch die Anwendung von Simulationstechniken unterstützt.
- C **Handbedieneinheit zur Ansteuerung des Endeffektors.** Für die Bewegung des Endeffektors soll eine Handbedieneinheit entwickelt und aufgebaut werden. Die Aktuierung des Endeffektors erfolgt über Schubstangen, dessen Position, relative Bewegung zueinander und deren Schnittstellen zum Endeffektor und zum Handgriff ermittelt und ausgelegt werden soll. Bei der Realisierung ist auf Biokompatibilität und Sterilisierbarkeit zu achten.
- D **Experimentelle Laborversuche zur Verifizierung der Greifmechanismen.** Die Greifbewegungen und Kraftübertragung auf das Gewebe wird im Rahmen von ex vivo Laborversuchen getestet. Die Simulationsergebnisse werden im Vergleich zu den Experimenten bewertet. Die Simulationsumgebung wird verifiziert und die Greiferstruktur optimiert.
- E **Validierung des Gesamtsystems im Tierversuch.** Die Greiferprototypen werden in der Zusammenarbeit mit klinischen Partnern im Tierversuch geprüft. Es werden ausgewählte Greifervarianten aus unterschiedlichen Materialien und mit verschiedenen Gelenkkonstellationen in der laparoskopischen Operationstechnik am Schwein evaluiert.

Arbeitsprogramm

Arbeitspakete zum Einzelziel A „System zur intraoperativen Erfassung von Manipulationsbewegungen und -Kräften am Situs bei laparoskopischen Eingriffen.“		
Arbeitspaket	Kurzbeschreibung	Mitarbeiter-Innen-Monat
A1	Retrospektive Analyse klinischer Daten. Intraoperativ können durch Greifmechanismen während des Fassens Beschädigungen am Gewebe entstehen. Durch eine umfassende Literaturrecherche werden hierzu klinische Daten gesichtet und wissenschaftlich ausgewertet.	1 MM
A2	Auswahl von Sensorik zur Positions-, Momenten- und Kräfte-messung. Für den Aufbau eines klinisch einsetzbaren Messinstruments müssen Sensoren ausgewählt werden, die einerseits eine Positionsbestimmung der Instrumentenspitze, sowie den Öffnungswinkel des laparoskopischen Greifinstruments wie auch die während der Gewebemanipulation generierten Momente und Kräfte detektieren können.	3 MM
A3	Aufbau eines klinischen Messinstruments. Zur Erfassung der intraoperativ erzeugten Kräfte und Momente am Instrument sowie der Schwenk- und Neigebewegungen und der Position des Instruments wird ein klinisch einsetzbares Messinstrument realisiert. Dies ermöglicht eine aufgabenspezifische Formulierung der Anforderung an den gewebeschonenden Greifmechanismus. Das Messinstrument ist in seiner Handhabung einem konventionellen laparoskopischen Instrument identisch.	5 MM
A4	Experimente und Kalibrierung des Messinstruments im Labor. In einem realitätsnahen Umfeld wird an gewebeähnlichen Kunststoffen (mit definierten mechanischen Eigenschaften) und einem Messaufbau das Messinstrument in Experimenten eingesetzt und kalibriert. In Greifszenarien werden demnach die Kraftapplikation am Handstück sowie der Öffnungswinkel des Greifmechanismus des Instruments erfasst. Die Experimente dienen als Grundlage für den Einsatz im klinischen Umfeld.	3 MM
A5	Erhebung von Messdaten im klinischen Umfeld. Das Messinstrument wird unter klinischen Realbedingungen im Tier eingesetzt. Ziel ist es Messdaten zu generieren, die Rückschlüsse auf die prinzipielle Handhabung eines laparoskopischen Instruments, der applizierten Kräfte und Momente sowie die erzeugten Bewegungen am Situs zu erfassen. Diese Daten werden dann postoperativ ausgewertet und mit den Daten der klinischen Bewertung aus TP A1 ergänzt. Diese Daten stellen die Grundlage für die Klassifikation der Anforderungen an einen neuartigen Greifmechanismus dar.	4 MM
		$\Sigma = 16 \text{ MM}$

Arbeitspakete zum Einzelziel B „Endeffektoren mit Festkörpergelenken zur Gewebemanipulation.“		
Arbeitspaket	Kurzbeschreibung	Mitarbeiter-Innen-Monat
B1	Analyse der Kinematik für ein auf Festkörpergelenken basierenden Endeffektor. Unter Berücksichtigung der unter A gewonnenen Erkenntnisse werden verschiedene Kinematikkonzepte auf Basis von Festkörpergelenken untersucht. Neben den in Patenten und der Literatur ermittelten Lösungen werden eigene anwendungsorientierte Lösungen erstellt und Kinematiken analysiert. Der Greifmechanismus soll durch seine Flexibilität ein sicheres und zugleich schonendes Manipulieren von Gewebe ermöglichen.	3 MM
B2	Ermittlung geeigneter Materialien. Zur Realisierung einer Struktur aus Festkörpergelenken sind durch geeignete Analysen und Recherchen ein oder mehrere Materialien zu ermitteln, welche die Anforderungen aus technischer und medizinischer Sicht erfüllen. Die Fertigbarkeit von geometrischen Strukturen und Mindestabmessungen soll abgeklärt werden und in der Konstruktion miteinbezogen werden.	2 MM
B3	Auswahl geeigneter Materialien. Zur Realisierung der handähnlichen Endeffektoren sind durch geeignete Analysen und Recherchen Materialien zu ermitteln, die die Anforderungen erfüllen. Wichtig ist hierbei neben den mechanischen Eigenschaften und der Sterilisierbarkeit auch die Biokompatibilität.	2 MM
B4	FE - Simulationsumgebung für die Analyse von Endeffektoren. Anhand von FE – Simulationssoftware sollen Festkörpermechanismen zur Realisierung der situsnahen Freiheitsgrade untersucht werden. Diese Simulationen sollen vor der Herstellung eines ersten Prototyps zur iterativen Optimierung dienen. Hierbei soll der Einfluss von Materialien -aus TP B2 und B3-, Gelenkkonstellation und Dimension auf die Funktionalität der Strukturen untersucht werden. Die Simulationssoftware dient zur Ermittlung der elastischen und plastischen Verformung der Greiferbranchen und ist bei der Vermeidung von Spannungsspitzen im Endeffektorprofil hilfreich. Die Betrachtung der Schnittstellen zur Bedienung des Endeffektors für C wird hier miteinbezogen.	6 MM
B5	Aufbau von Prototypen der durch Simulation optimierten Strukturen. Auf Basis der Ergebnisse der Simulation müssen Prototypen von Endeffektoren aufgebaut werden. Die Prototypen sollen aus den in TP B3 ermittelten biokompatiblen Materialien gefertigt werden. Ausgewählte Varianten zur Material und Festkörpergelenken, die aus B4 abgeleitet sind, sollen gefertigt werden.	4 MM
		Σ = 17 MM

Arbeitspakete zum Einzelziel C „Handbedieneinheit zur Ansteuerung des Endeffektors.“		
Arbeitspaket	Kurzbeschreibung	Mitarbeiter-Innen-Monat
C1	Analyse eines geeigneten Bedienkonzeptes und einer Kinematik. Für die Ansteuerung der einzelnen Bewegungsfreiheitsgrade mit der Hand soll ein Bedienkonzept entworfen werden. Hierbei soll festgelegt werden auf welche Weise Bewegungen der Hand auf die Kinematik der Handbedieneinheit übertragen werden soll und mit welcher Kinematik die in B4 festgelegte Schnittstelle des Endeffektors angesteuert werden soll.	5 MM
C2	Auslegung des Instrumentenschafts mit Schubstangen. Die Aktuierung des Endeffektors erfolgt über Schubstangen, die an Schnittstellen am Endeffektor gekoppelt werden und dessen Bedienung durch den Handgriff erfolgen soll. Die Schubstangen sollen durch einen für Standardtrokare dimensionierten Instrumentenschaft geführt werden. Am distalen Ende des Instrumentenschafts ist eine Andockstelle für die Endeffektoren vorzusehen und am proximalen Ende eine Verbindung zum Handgriff.	6 MM
C3	Analyse geeigneter Sterilisationskonzepte. Für den Einsatz der Handbedieneinheit im klinischen Umfeld ist eine Sterilisation zwingend erforderlich. Die Handbedieneinheit ist so zu entwerfen, dass eine Sterilisierbarkeit gewährleistet werden kann.	1 MM
C4	Auswahl geeigneter Materialien. Zur Realisierung der Handbedieneinheit sind durch geeignete Analysen und Recherchen Materialien zu ermitteln und auszuwählen, die die Anforderungen erfüllen. Wichtig ist hierbei neben den mechanischen Eigenschaften unter Berücksichtigung der Ergebnisse aus TP A4 und A5 und der Sterilisierbarkeit auch die Biokompatibilität.	2 MM
C5	Entwicklung und Realisierung einer Handbedieneinheit. Auf Basis der gewonnenen Erkenntnisse soll eine Handbedieneinheit für die Ansteuerung der unter TP B5 aufgebauten prototypischen Endeffektoren entwickelt werden. Anschließend ist eine entsprechende Handbedieneinheit bestehend aus Handgriff und Instrumentenschaft zu realisieren.	6 MM
		Σ = 20 MM

Arbeitspakete zum Einzelziel D „Experimentelle Laborversuche zur Verifizierung der Greifmechanismen.“		
Arbeitspaket	Kurzbeschreibung	Mitarbeiter-Innen-Monat
D1	Aufbau und Erweiterung eines experimentellen Versuchsaufbaus. Ein experimenteller Laborversuch zur Validierung der Greifkräfte und Druckverteilung auf Objektoberflächen soll geplant und realisiert werden (Erweiterung des Versuchsaufbaus aus A4 und A5). Zudem soll eine Bewertung der Torsionssteifigkeit von den Endeffektoren durchgeführt und eine quantitative Aussage über die Materialermüdung getroffen werden können. Als erster Versuch wird das Greifverhalten an Objekten mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften und Formgeometrien getestet.	4 MM
D2	Durchführung eines Experiments an ex vivo Gewebeausschnitten. Ein Laborversuch zur Validierung des Greifmechanismus an ex vivo Gewebe soll durchgeführt werden. Es soll das Manipulieren und Greifen von postmortem Gewebeausschnitten eines Schweinemagens, -leber, u. a. als Greifobjekt verwendet werden. Auch hier soll die mechanischen Greifeigenschaften des Endeffektors und die Bedienbarkeit des Gesamtinstruments validiert werden.	3 MM
D3	Auswertung der Versuchsergebnisse und Optimierung. Die in D1 und D2 durchgeführten Messungen zu den mechanischen Eigenschaften der Endeffektoren sollen ausgewertet und analysiert werden. Die gewonnen Erkenntnisse und Optimierungsansätze werden iterativ in Wechselwirkung mit B5 und C5 eingearbeitet und umgesetzt.	5 MM
		$\Sigma = 12 \text{ MM}$

Arbeitspakete zum Einzelziel E „Validierung des Gesamtsystems im Tierversuch.“		
Arbeitspaket	Kurzbeschreibung	Mitarbeiter-Innen-Monat
E1	Integration des Gesamtsystems im klinischen Ablauf. Die Anforderungen zum Einsatz der Greifinstrumente in der laparoskopischen Operationstechnik werden ermittelt. Im Gespräch mit den klinischen Partnern des Lehrstuhls werden letzte Anpassungen eingepflegt.	3 MM
E2	Klinische Evaluierung im Tierversuch. Hierfür sollen Evaluierungskriterien in Protokolle erfasst werden, die unter Berücksichtigung technischer und medizinischer Parameter und Randbedingungen bestimmt werden. Die Funktion des handähnlichen Greifmechanismus soll abschließend klinisch validiert und evaluiert werden.	4 MM
		$\Sigma = 7 \text{ MM}$

Zeitplan

	I-11	II-11	III -11	IV-11	I-12	II-12	III -12	IV-12	I-13	II-13	III -13	IV-13	Σ	
A1	1												1	16
A2	3												3	
A3	2	3											5	
A4		3											3	
A5			4										4	
B1			2	1									3	17
B2				2									2	
B3				2									2	
B4				1	5								6	
B5					1	3							4	
C1						3	2						5	20
C2							4	2					6	
C3								1					1	
C4								2					2	
C5								1	5				6	
D1									1	3			4	12
D2										3			3	
D3											5		5	
E1											1	2	3	7
E2												4	4	
Σ	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	72	

9. Literatur (Im Text zitierte Literatur)

- Aybek, T.; Dogan, S.; Andressen, E. (2000): Robotically enhanced totally endoscopic right internal thoracic coronary artery bypass to the right coronary artery. *Heart Surg Forum* 3, S.322-324.
- Buess, G. F.; Waseda, M. (2007): Kapitel 12: „Innovative Instruments in Endoscopic Surgery“ in *Emerging Technologies in Surgery*, 4. Teil, S. 99-106, Springer Verlag Berlin Heidelberg 2007.
- Carus, T. (2007): *Atlas der laparoskopischen Chirurgie*, Springer Medizin Verlag, Heidelberg.
- Classen, M.; Tytgat, G.N.J.; Lightdale, C.J. (2004): *Gastroenterologische Endoskopie: Das Referenzwerk zur endoskopischen Diagnostik und Therapie*, Thieme Verlag, Stuttgart.
- Daum, W. (1993): *Chirurgischer Manipulator*, Dt. Patent Nr. DE4306786C1, 4. März, 1993.
- De, S.; Rosen, J.; Dagan, A.; Swanson, P.; Sinanan, M.; Hannaford, B. (2006): Assessment of Tissue Damage due to Mechanical Stresses, *Biomedical Robotics and Biomechanics BioRob*, IEEE/RAS-EMBS Int. Conference 2006, S. 823-828.
- Donnez, J. (2007): *Atlas of Operative Laparoscopy and Hysteroscopy (Encyclopedia of Visual Medicine Series)*, Informa Healthcare, 3. Auflage.
- Erhard, G. (2004): *Konstruieren mit Kunststoffen*, Hanser Verlag, München, S. 219–243, 3. Auflage.
- Falk, V.; Moll, F.; Rosa, D.; Daunt, D.; Diegeler, A.; Walther, T.; Mohr, F.W. (1999): Transabdominal endoscopic computer enhanced coronary artery bypass grafting, *Ann Thorac Surg* 1999, 68 (Suppl), S. 1555-1557.
- Frede, T.; Hammady, A.; Klein, J.; Teber, D.; Inaki, N.; Waseda, M.; Buess, G.; Rassweiler J. (2006): The Radius Surgical System – A New Device for Complex Minimally Invasive Procedures in Urology?, *European Urology* 51, Issue 4, S.1015-1022.
- Gary, S.G.; Salisbury, J.K. (2002): *The Intuitiv Telesurgery System: Overview and Application*, IEEE ICRA.
- Grimbergen, C.A.; Jaspers, J.E.N. (2004): Robotics in minimally invasive surgery, *Systems, Man and Cybernetics*, 2004 IEEE International Conference 3, S. 2486-2491.
- Hartmann, C.K.J. (2007): *Entwicklung und Erprobung eines superelastischen Clipsystems zur Behandlung iatrogenen Kolonperforationen nach Koloskopie*, Eberhart-Karls-Universität, Tübingen.
- Hölscher, U.; Mehring, J.; Weichel, D. (2008): „Greifwerkzeug“ *Offenlegungsschrift DE 102007050018 A1*, Mai 15, 2008.
- Ishikawa, N.; Kawaguchi, M.; Shimizu, S.; Matsunoki, A.; Inaki, N.; Watanabe, G. (2009): Single-incision laparoscopic hernioplasty with the assistance of the Radius Surgical System, *Surg Endosc* (2010) 24, S. 730–731.

- KST (2010) Online Katalog: Optiken und Instrumente für S-Portal, Karl Storz 2010.
- Kim, S.; Hong, D.; Hwang, J.-H.; Kim, B.; Choi, S.W. (2009): Development of an integrated torque sensor-motor module for haptic feedback in teleoperated robot-assisted surgery, Technologies for Practical Robot Applications TePRA, IEEE International Conference 2009, S. 10-15.
- King, C.-H.; Culjat, M.O.; Franco, M.L.; Lewis, C.E.; Dutson, E.P.; Grundfest, W.S.; Bisley, J.W. (2009): Tactile Feedback Induces Reduced Grasping Force in Robot-Assisted Surgery, IEEE Transactions on Haptics 2, no. 2, S. 103-110.
- Kniese, L. (2000): „Bauteil zur Aufnahme von Kräften, mit einer flexiblen Aussenhaut“ Europäische Patentanmeldung EP 1040999 A2, Okt 1, 2000.
- Kota, S.; Lu, K.-J.; Kreiner, Z.; Trease, B.; Arenas, J.; Geiger, J. (2005): Design and Application of Compliant Mechanisms for Surgical Tools, Journal of Biomechanical Engineering 127, S. 981-989.
- Ma, Ji; Berkelman, P. (2007): Task evaluations of a compact laparoscopic surgical robot system, Intelligent Robots and Systems IROS, IEEE/RSJ International Conference 2007, S. 398-403.
- Mahvash, M.; Okamura, A. M. (2006): Friction compensation for a force-feedback telerobotic system, Robotics and Automation ICRA, Proceedings 2006 IEEE International Conference 2006, S. 3268-3273.
- Marucci, D.D.; Shakeshaft, A.J.; Cartmill, J.A.; Cox, M.R.; Adams, S.G.; Martin, C. J. (2000): Grasper trauma during laparoscopic cholecystectomy, Aust N Z J Surg 70, no. 8, S. 578-581, August 2000.
- Marucci, D.D.; Cartmill, J.A.; Martin, C.J.; Walsh, W.R. (2002): A compliant tip reduces the peak pressure of laparoscopic graspers. ANZ J Surg. 2002 July 72(7), S. 476-478.
- Moll, F.H.; Rosa, D.J.; Ramans, A.D.; Blumenkranz, S.T. (2003): Cooperative minimally invasive telesurgical system, US Patent Application Publication US 2003/0216715 A1, Nov. 20, 2003.
- Ratner, B.D.; Hoffman, A.S.; Frederick, J.S.; Lemons, J.E. (2004): Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine, Elsevier Academic Press, 2. Ausgabe.
- Saechtling, H.; Baur, E.; Osswald, T.A.; Brinkmann, S.; Schmachtenberg, E. (2007): Saechtling Kunststoffaschenbuch, Hanser Verlag, München, 30. Auflage.
- Schwarz, K.M.; Schurr, M.O.; Buesz, G.F. (2000): „Chirurgisches Instrument für minimal invasive Eingriffe“, Europäisches Patent Nr. EP1235522B1, 8. September, 2000.
- Tavakoli, M.; Howe, R.D.(2007): The effect of joint elasticity on bilateral teleoperation, Intelligent Robots and Systems IROS, IEEE/RSJ Int. Conference 2007, S.1618-1623.
- Van Meer, F.; Giraud, A.; Esteve, D.; Dollat, X. (2005): A disposable plastic compact wrist for smart minimally invasive surgical tools, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Alberta, S. 919-924.

Westebring-van der Putten, E. P.; van den Dobbelen, J. J.; Goossens, R. H. M.; Jakimowicz, J. J.; Dankelman, J. (2009): Force feedback requirements for efficient laparoscopic grasp control, *Ergonomics* 52, no. 9, S. 1055-1066, September 2009.

Woojin, L. (2007): "Surgical Instrument", World Patent Cooperation Treaty WO 2009/088430, Dez. 31, 2007.

Eigene Vorarbeiten und Veröffentlichungen

Aguib, H.; Lueth T.C. (2009): Concepts for Completely Absorbable Wound Closing Rivets and Prototype Manufacturing, In: DÖSSEL, Olaf (Hrsg.); SCHLEGEL, Wolfgang C. (Hrsg.): World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany Bd. 25/VI, Springer, 2009 (IFMBE Proceedings).

Fischer, M.; Richter, M.; Irlinger, F.; Lüth, T. (2008a): Eine durch Funktionsprototypen unterstützte Methode zur Kinematikentwicklung, VDI Tagung Bewegungstechnik 2008, Fulda, Deutschland, Sep. 23-24, S. 227-240.

Fischer, M.; Richter, C.; Stopp, S.; Irlinger, F.; Lueth, T.C. (2008b): A new method for manufacturing movable actuator prototypes by using a 3D-printer, Actuator 2008, Bremen, Deutschland, 9.-11. Juni 2008, S. 149-152.

Koulechov, K.; Rapoport, T.; Lueth, T. C. (2006): Miniaturized, autoclavable Robot, at - Automatisierungstechnik, 5/2006, S. 213-221.

Krinninger, M.; Strauss, G.; Markert, M.; Kraus, T.; Dietz, A.; Lueth, T. (2009): The Kinematic Design of the New Endoscope Manipulator System (EMS) for Functional Endoscopic Sinus Surgery and Familiar Techniques in ENT Surgery. In: DÖSSEL, Olaf (Hrsg.); SCHLEGEL, Wolfgang C. (Hrsg.): Proceed. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, München, Bd. 25/VI, Springer, S. 267-270.

Lueth, T. (2009): Medical and information technology, In: Bullinger, H-J (Hrsg.): Technology Guide, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2009.

Maier, T.; Strauß, G.; Dietz, A.; Lüth T.C. (2008): Erster klinischer Einsatz eines neuartigen Mikromanipulators für die Mittelohrchirurgie. *Laryngorhinootologie*, 87, S. 620-622.

Schauer, D.; Hein, A.; Lueth, T.C. (2003a): RoboPoint-An autoclavable interactive miniature robot for surgery and interventional radiology, Proceedings of CARS Computer Assisted Radiology and Surgery, London, Great Britain, June, 25-27, S. 555-560.

Schauer D.; Hein A.; Lueth T. C. (2003b): Dynamic Force Control For A Miniaturised Medical Robot System, Proceeding AIM'2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics - 2003, Kobe, Japan, July 20-24, S. 1090-1095.