

# Miniaturisierte Instrumente aus Nickel-Titan-Legierungen für die minimal invasive Therapie

A. E. Guber, J. Beckmann, M. Fritz, A. Muslija, V. Saile, IMT

## Einleitung

Für viele minimal invasive chirurgische Eingriffe in den Bereichen der endoskopischen Neurochirurgie, der Urologie, der interventionellen Kardiologie und der Gynäkologie werden in absehbarer Zeit extrem miniaturisierte Operationsinstrumentarien benötigt, welche mit den derzeit verfügbaren feinwerktechnischen Methoden nicht mehr gefertigt werden können. Immer häufiger muss heutzutage ein chirurgischer Eingriff in schwer erreichbaren Bereichen bzw. in sehr engen oder „raumlosen“ Lumina des menschlichen Körpers vorgenommen werden. Wünschenswert sind daher Instrumente mit geringen Außenabmessungen, die dennoch sicher zum Operationssitus vorgeführt und vor Ort sicher bedient werden können. Kleinste Greif- und Schneidinstrumente können auf der Basis von super-

elastischen Nickel-Titan-Legierungen (NiTi) realisiert werden [1]. Am IMT wurde ein Fertigungsverfahren entwickelt und optimiert mit dem die Herstellung von NiTi-Mikroinstrumenten möglich ist. Dazu werden mit der  $\mu$ EDM-Technik (Mikroerodier-technik) die benötigten Mikrostrukturen der Instrumente in dünne NiTi-Drähte, -Röhrchen und -Plättchen hineingearbeitet. Die ursprünglich im Rahmen des BMBF-Verbundprojektes MINOP (Mikrosystemtechnik zum Einsatz in der minimal invasiven neurochirurgischen Operationstechnik; Förderkennzeichen 13 MV 0323) entwickelten Mikroinstrumente [2, 3] wurden zwischenzeitlich gemeinsam mit medizinischen Partnern für neue Einsatzgebiete weiterentwickelt, da in den oben genannten Fachdisziplinen verschiedene Formen von starren oder flexiblen miniaturisierten Instrumenten zum Greifen, Schnei-

den, Saugen/Spülen sowie zum Führen von Hilfs- und Zusatzinstrumenten benötigt werden. Der vorliegende Bericht gibt den Stand der beendeten FuE-Arbeiten wieder und stellt rückblickend die Fertigung und mögliche medizinische Einsatzgebiete für miniaturisierte Instrumente vor.

## NiTi-Legierungen als Werkstoffe für Mikroinstrumente

Die Legierungen in der Zusammensetzung NiTi bieten erhebliche Vorteile bei der zukünftigen Entwicklung von neuartigen chirurgischen Mikroinstrumenten für endoskopische Anwendungen [4]. NiTi kann in einem bestimmten Temperaturbereich bis ca 8 % elastisch gedehnt werden und kehrt nach Entlastung in seine Ausgangsform zurück. Dieser Effekt wird als Superelastizität bezeichnet. Für die Realisierung der hier vorgestellten Mikroinstrumente ist das im Vergleich zu rostfreiem Federstahl außergewöhnlich hohe elastische Biegeverhalten von NiTi von entscheidender Bedeutung. Durch Ausnutzung des Superelastizitätseffektes kann bei den Mikroinstrumenten auf jegliche Art mechanischer Gelenke verzichtet werden und somit ist die Fertigung von sehr kleinen Instrumenten möglich. Diese weisen zudem sehr große Öffnungsweiten bei kurzen Betätigungswegen auf.

Abb. 1 zeigt den Aufbau und das Funktionsprinzip der Mikroinstrumente am Beispiel einer deflektierbaren Zange, welche in einen NiTi-Draht mit  $\mu$ EDM-Technik hineingearbeitet worden ist. Der

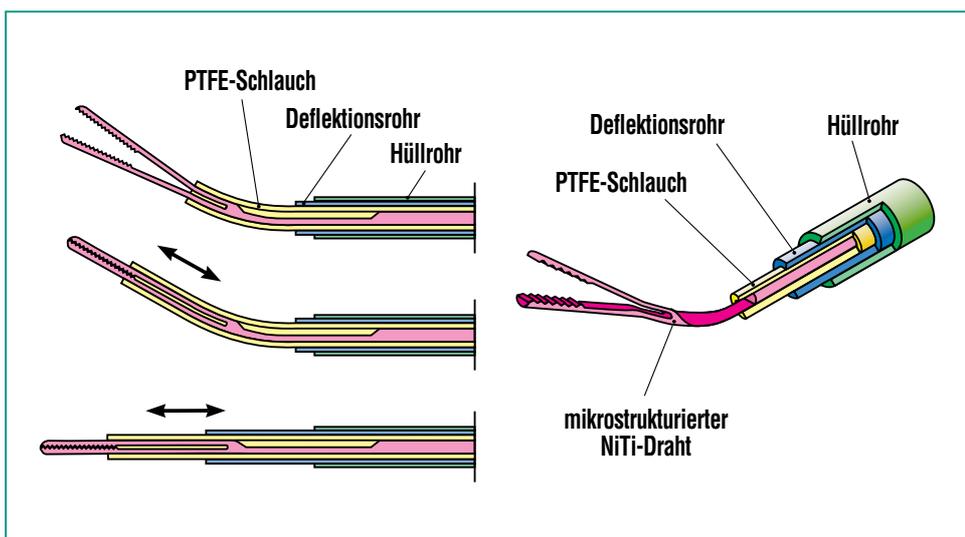


Abb. 1: Schematische Darstellung des Funktionsprinzips und des Aufbaus einer Mikro-Fasszange. Das Schließen der geöffneten Maulteile erfolgt mit einem längsbeweglichen PTFE-Schlauch. Die am distalen Ende abgewinkelte Zange kann durch Vorschieben einer starren Metallkanüle stufenlos gerade ausgerichtet werden.

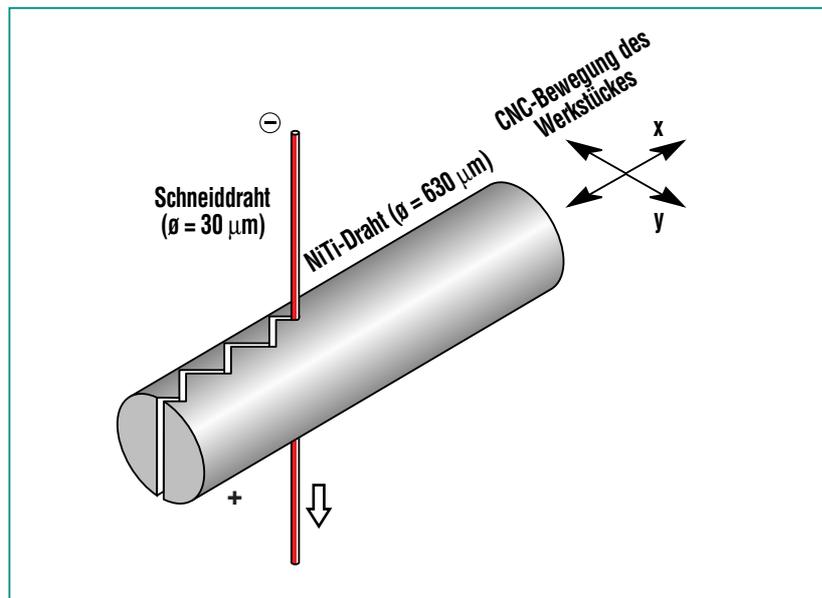
Schließvorgang erfolgt mit Hilfe eines längsbeweglichen PTFE-Schlauches (PTFE: Polytetrafluorethylen), der über den mikrostrukturierten NiTi-Draht zu dem vorderen Ende (distales Ende) vorgeführt wird. Dabei werden die auseinandergespreizten Maulteile zusammengedrückt und die Zange schließt sich. Wird zusätzlich ein starres und längsbewegliches Deflektionsrohr distal bewegt, so wird das deflektierte Mikroinstrument gerade gebogen und man kann mit dem Instrument geradeaus arbeiten. Beide Maßnahmen, das Öffnen und Schließen, sowie die gezielte Deflektion können unabhängig voneinander ausgeführt werden. Mikroinstrumente nach dem in Abb. 1 gezeigten Funktionsprinzip ermöglichen dem Neurochirurgen erstmalig, in kleinsten Räumen den Aktionsradius von endoskopisch einsetzbaren Instrumenten deutlich zu verbessern, da jetzt ein Operieren „um die Ecke herum“ möglich ist [2, 3].

NiTi-Legierungen sind biokompatibel, da sich an der Oberfläche eine stabile und reine Titanoxid-Passivschicht ausbildet, welche eine sehr hohe Korrosionsbeständigkeit aufweist. Dadurch kommt es zu keiner Fremdkörperreaktion, Reizung oder Infektion des biologischen Gewebes [5]. Da NiTi-Legierungen sehr abrasiv sind und bei spanender Bearbeitung einen erheblichen Werkzeugverschleiß verursachen, muss die Mikrostrukturierung mit der  $\mu$ EDM-Technik oder der Lasermaterialbearbeitung erfolgen.

## $\mu$ EDM-Technik

Die Mikroerodierteknik ( $\mu$ EDM: Micro Electrical Discharge Machining) ist ein modernes Fertigungsverfahren und ermöglicht eine hochgenaue Bearbeitung von elektrisch leitenden Werkstoffen unabhängig von ihrer Härte und Festigkeit. Der Materialabtrag erfolgt durch Kombination von elektrischen, thermischen und mechanischen Vorgängen [6]. Prinzipiell ist zwischen dem Mikrosenk- und Mikroschneiderodieren zu unterscheiden, wobei das Drahterodieren die Herstellung spezieller Bauteilformen mit beliebig komplizierten Konturen in einem einzigen Bearbeitungsvorgang ermöglicht. Abb. 2 zeigt schematisch das Prinzip des Schneiderodierens am Beispiel der Fertigung einer Mikrozange. Die Zangenstruktur wird mit ei-

nem nur 30  $\mu$ m dünnen Wolframschneiddraht direkt in einen NiTi-Draht mit 630  $\mu$ m Außendurchmesser hineingearbeitet. Durch eine mikrometeregenaue Relativbewegung zwischen dem Werkzeug (Schneiddraht) und dem Werkstück (NiTi-Draht) lässt sich die gewünschte Zangengeometrie an einer CNC-gesteuerten Erodiermaschine relativ leicht realisieren. Der funkenerosive Abtragsprozess beruht auf einer zeitlich versetzten Abfolge von elektrischen Entladungen zwischen den beiden elektrisch leitenden Werkstoffen, die sich in einer dielektrischen Flüssigkeit befinden. Schneiddraht und NiTi-Draht werden in eine Arbeitsposition gebracht, so dass zwischen ihnen nur ein kleiner Spalt verbleibt. Aufgrund einer raschen Abfolge von Stromimpulsen zwischen dem NiTi-Werkstück und



**Abb. 2:** Bei der  $\mu$ EDM-Technik wird das Werkstück als Anode (+) geschaltet und relativ zur ablaufenden Schneiddrahtelektrode (Kathode (-)) bewegt. Dabei wird die Zick-Zack-Verzahnung der Maulteile einer Mikrozange direkt in den NiTi-Draht hineingearbeitet.

der Drahtelektrode kommt es immer wieder zur Funkenbildung und zum Stromfluss im Funken-spalt. Bei diesem Funkenüber-schlag wird die Energie größtenteils in thermische Energie umge-wandelt und die lokal sehr hohen Temperaturen führen zum Auf-schmelzen des Elektrodenmateri-als. Der Materialabtrag findet auf-grund des kontinuierlich ablaufenden Schneidrahtes und der permanenten Spülung mit dem Dielektrikum im wesentlichen nur

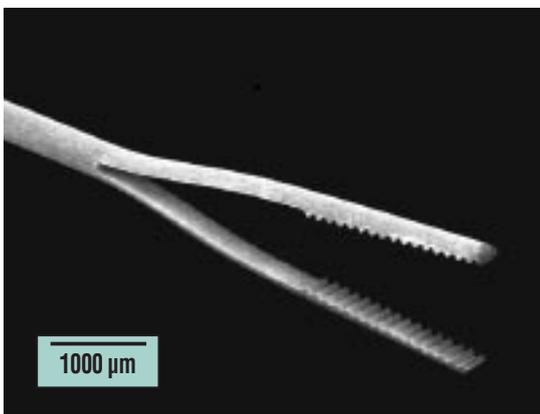
an der NiTi-Legierung statt. Durch jede einzelne Entladung wird ein Mikrovolumen am Werk-stück abgetragen, dass in der Summe zu einem sichtbaren Ma-terialabtrag führt. Mit einem 30  $\mu\text{m}$ -Wolframdraht werden mini-male Schneidspalte von ca. 50  $\mu\text{m}$  erreicht, während die erzeug-ten Mikrostrukturen dagegen mehrere Millimeter lang sein kön-nen. Bearbeitbar sind alle elek-trisch leitenden Materialien, wie Metalle, Metallegierungen und ei-nige Keramiken. Aufgrund ihrer Flexibilität wird die  $\mu\text{EDM}$ -Tech-nik immer häufiger im Bereich der Mikrosystemtechnik zur Ferti-gung von Prototypen und von Ab-formwerkzeugen aus Edelstahl eingesetzt [7].

Querriefung beruht auf einer Zick-Zack-Verzahnung, die ero-diertechnisch relativ einfach her-stellbar ist. Die Zahnhöhen liegen bei etwa 70  $\mu\text{m}$  und sind auf einer Länge von 2 mm eingearbeitet. Das sich daran anschließende Langloch ist fast 3 mm lang und der Abstand zwischen den beiden Schenkeln oder Branchen beträgt im geschlossenen Zustand etwa 50  $\mu\text{m}$ . Durch Verschieben eines dünnen PTFE-Schlauches oder einer starren Metallkanüle wer-den die gespreizten Branchen entsprechend Abb. 1 zusammen-gedrückt und die Zange schließt sich. In der endoskopischen Neu-rochirurgie und Gynäkologie kön-nen mit dieser Mikrozange emp-findliche Gewebestrukturen und kleinste Implantate sicher gefasst und gehalten werden.

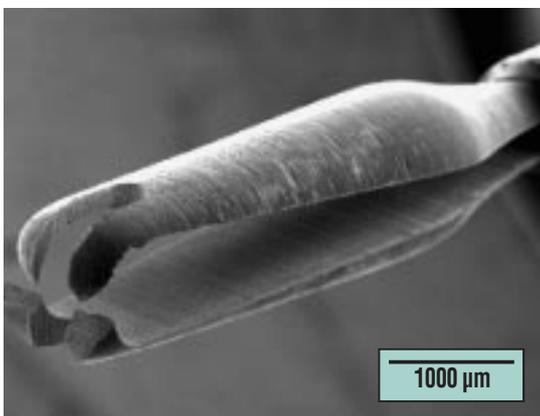
### Mikrogreifinstrumente

Am IMT sind mehrere unter-schiedliche Typen von miniaturi-sierten Fass- und Biopsiezangen mit Außendurchmessern zwis-chen 0,39 und 1,4 mm auf der Basis von mikrotechnisch bear-beiteten NiTi-Drähten gefertigt worden. Da die Mikroinstrumente nach der schneiderosiven Bear-beitung zunächst noch in un-geöffneter Form vorliegen, wer-den sie in eine speziell angepas-serte Biegevorrichtung eingespannt und einer Wärmebehandlung bei ca. 500°C unterzogen. Dies führt zum Abbau von induzierten Bie-gespannungen [8].

Traumatisch wirkende Mikro-Fasszangen mit einer aggressi-ven Maulteilverzahnung können ebenso mit der  $\mu\text{EDM}$ -Technik gefertigt werden und ermöglichen ein rutschsicheres Greifen von Gewebe. Eine stark krallenartig ausgebildete Verzahnung weist die in Abb. 4 dargestellte Mikro-Biopsiezange auf. Sie ermöglicht in der endoskopischen Neu-rochirurgie ein sicheres Fassen so-wie das Heraus- bzw. Abreißen von Gewebepartien. Aus ferti-gungstechnischen Gründen wird diese Zange aus zwei un-ter-schiedlichen NiTi-Teilen herge-stellt. Ein unstrukturierter Zan-genkopf aus einem NiTi-Draht mit 1,4 mm Außendurchmesser wird zunächst durch Schleifen des ko-nischen Kopfteiles realisiert. Der starre Instrumentenschaft auf der Basis eines 0,6 mm dünnen NiTi-Drahtes und das Kopfteil werden



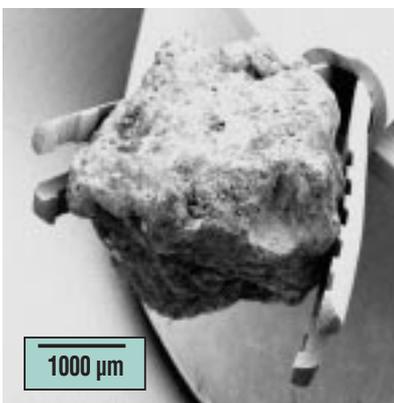
**Abb. 3: REM-Bild einer Mikrozange in der aufgebogenen Gebrauchsförmung. Sie wurde direkt in einen nur 0,39 mm dünnen NiTi-Draht erodiertech-nisch hineingearbeitet.**



**Abb. 4: REM-Aufnahme der halbgeöffneten Mikro-Biopsiezange mit aggressivem Maulteil.**

anschließend durch Laserschweißtechnik verbunden [9]. Erst jetzt erfolgt die erodierttechnische Bearbeitung des gesamten Bauteiles. Die Mikro-Biopsiezange weist am distalen Ende eine chirurgische Zahnung von 2:2 Zähnen auf.

Für den endoskopischen Einsatz in der Urologie ist eine Mikro-Fasszange mit einem hochflexiblen Instrumentenschaft entwickelt worden, welche durch bis zu 120° abwinkelbare Katheter in die Niere geführt werden kann. Aufgrund anatomischer Vorgaben der Harnleiterwand soll die Zange auf den Außenkonturen möglichst keine scharfen Kanten aufweisen, andererseits soll die Backenverzahnung über die ganze Zangenbreite so ausgebildet sein, dass ein sicheres Fassen und ein Abreißen von in der Harnleiterwand festsetzenden Nierensteinen möglich sind. Dazu wurden die Branchen jeweils zweigeteilt, so dass ein Stein an vier

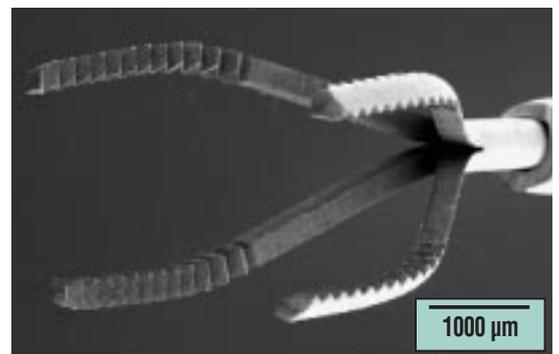


**Abb. 5:** Distales Ende einer Mikro-Fasszange für die Urologie. Die zweigeteilten Branchenhälften mit den eingearbeiteten Verzahnungen erlauben jederzeit ein sicheres Fassen von Nierensteinen.

Punkten fixiert werden kann (vgl. Abb. 5). Da beim Schneiderodieren die innere Oberfläche der Maulteile immer leicht aufgeraut wird, begünstigt diese zusätzliche „Mikroverzahnung“ das Fassen von Steinteilen. Der Zangenkopf ist in einen 0,6 mm dünnen NiTi-Draht auf einer Länge von insgesamt 25 mm hineingearbeitet worden. Im vorderen Teil befinden sich die zwei Branchen, es schließen sich eine abgeflachte Deflektionsstelle (vgl. Abb. 1) sowie die Verbindungsstelle zum hochflexiblen Instrumentenschaft an. Durch Pressverbindungstechnik muss der mikrostrukturierte NiTi-Zangenkopf mit einem 0,54 mm dünnen Edelstahlseil verbunden werden, da durch Schweißtechniken bisher noch keine dauerhafte Verbindung zwischen den beiden verschiedenen Werkstoffen möglich ist.

Da Mikrozangen mit nur zwei Branchen nicht für alle potentiellen Einsatzgebiete gleichermaßen geeignet sind, ist für Anwendungen in der interventionellen Kardiologie eine Mikro-Fasszange mit vier Branchen realisiert worden (vgl. Abb. 6) [10]. Die Zange kann wahlweise mit unterschiedlicher Maulteilprofilierung in einem 0,6 mm dünnen NiTi-Draht erzeugt werden. Dazu wird der Draht mit der µEDM-Technik zweimal am distalen Ende mittig geschlitzt und gleichzeitig wird eine Verzahnung mit eingearbeitet. Die Länge der profilierten Maulteile beträgt jeweils 3,5 mm. Um während eines operativen Eingriffes am Herzen beispielsweise Gewebeproben entnehmen zu können oder eine Stentbergung vorzunehmen, muss das Mikroin-

strument ebenfalls einen hochflexiblen Instrumentenschaft besitzen, damit es mit Hilfe eines Führungsdrahtes (guidewire) und eines präformierten Führungskatheters sicher in die Herzkranzgefäße geführt werden kann. Auch bei dieser Bauform besteht nur das distale Ende der Zange aus NiTi. Der Instrumentenkopf wird mit einem 135 cm langen, flexiblen Edelstahlseil mittels Pressverbindungstechnik verbunden (vgl. Abb. 7). Das Öffnen und Schließen der Mikro-Fasszange

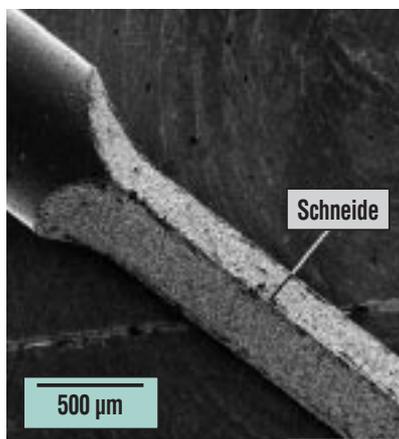


**Abb. 6:** REM-Aufnahme einer geöffneten vierbackigen Mikro-Fasszange mit profilierten Maulteilen. Sie eignet sich besonders als Stentextraktionswerkzeug in engen Blutgefäßen.

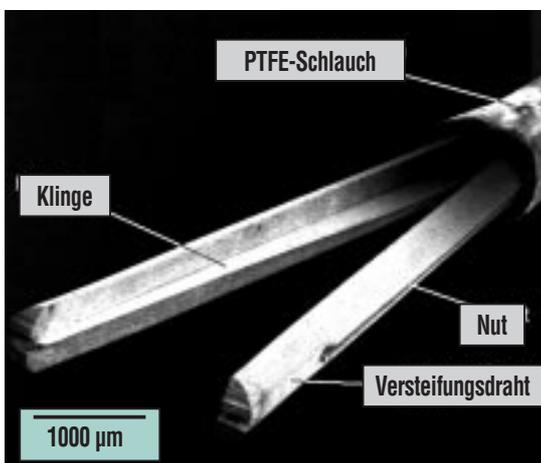


**Abb. 7:** Foto einer vierbackigen Mikro-Fasszange mit einem 135 cm langen, hochflexiblen Instrumentenschaft. Das Schließen und Öffnen des Instrumentes erfolgt über ein Handstück.

erfolgt vom proximalen Ende aus mit Hilfe eines Handstückes. An einem vorhandenen Gefäßmodell des Herzens konnte nachgewiesen werden, dass mit diesem Instrument unter kontinuierlicher radiologischer Kontrolle Gewebepartien oder Stents sicher gefasst und geborgen werden können [10].



**Abb. 8: REM-Aufnahme eines aus einem 0,6 mm NiTi-Draht herausgearbeiteten Mikroskalpells. Deutlich ist der Übergang zwischen der Schneide und dem Schaft zu erkennen.**



**Abb. 9: Mikroschere mit eingesetzter Klinge in der geöffneten Gebrauchsform. Durch Vorschieben des PTFE-Schlauches wird die Schere geschlossen.**

## Mikroschneidinstrumente

Das Schneiden von Gewebe ist in der minimal invasiven Therapie eine wichtige operative Maßnahme. Deshalb wurden auf der Basis von NiTi-Drähten und NiTi-Plättchen kleinste Schneidinstrumente in Form von miniaturisierten Skalpellen und Scheren realisiert.

Bei der Fertigung von Skalpellen wird in einen NiTi-Draht mit 0,6 mm Außendurchmesser an einem Ende zunächst eine plane Schneidfläche auf einer Länge von 4,5 mm durch  $\mu$ EDM-Technik erzeugt. Um eine keilförmige Schneidengeometrie zu erhalten, muss der NiTi-Draht mit Hilfe einer an der Erodiermaschine befindlichen Drehvorrichtung [8] um einen Winkel von  $40^\circ$  gedreht werden, bevor erneut eine plane Fläche geschnitten werden kann. Abb. 8 zeigt ein erodiert hergestelltes Skalpell. Die feine Schneide ist nur wenige Mikrometer breit und die gleichmäßig ausgebildeten Schneidflächen weisen einen Mittenrauhwert von  $0,6 \mu\text{m}$  auf. Aufgrund der Abrasivität des NiTi bringt ein nachträgliches mechanisches Schleifen der Schneide keinerlei Verbesserung. Entsprechend dem in Abb. 1 gezeigten Funktionsprinzip können einseitig deflektierbare Mikroskalpelle realisiert werden, welche beispielsweise bei endoskopischen Eingriffen zunächst ein gezieltes Umfahren der zu trennenden Gewebestrukturen ermöglicht, um sie dann durch Zugbelastung sicher zu schneiden. Prinzipiell können mit den Mikroskalpellen dünne Membranen und feine

Strukturen in der endoskopischen Neurochirurgie und Gynäkologie durchtrennt werden.

Das Funktionsprinzip von Mikroscheren ist dem der Mikrozangen sehr ähnlich, sofern die Branchen durch entsprechende Schneidklingen ersetzt werden (vgl. Abb. 1). Mikroscheren können in einen NiTi-Draht mittels  $\mu$ EDM-Technik hineingearbeitet werden, wobei die Schneiddrahtführung während des Bearbeitungsprozesses erheblich komplizierter ist als bei der Fertigung von Mikrozangen [1]. Alternativ dazu können separat hergestellte  $100 \mu\text{m}$  starke NiTi-Schneidklingen in einen zuvor mittig strukturierten  $0,6 \text{ mm}$  NiTi-Draht eingesetzt und mit Laserschweißtechnik dauerhaft befestigt werden. Die in Abb. 9 gezeigte Mikroschere enthält nur eine Schneidklinge und ist damit eigentlich eine „Schneidzange“. Durch Vorführen des PTFE-Schlauches wird die Schere geschlossen und die Schneidklinge greift dabei in eine Nut des gegenüberliegenden Maulteils. In diese muss aus Stabilitätsgründen ein Versteifungsdraht eingeschweißt werden. Diese Schneidzange ist speziell für die endoskopische Neurochirurgie entwickelt worden [3].

## Hilfsinstrumente und Führungssysteme

Das in Abb. 1 gezeigte Prinzip der gezielten Deflektion kann auch auf miniaturisierte Hilfsinstrumente sowie auf Führungssysteme für optische Komponenten übertragen werden. Dünne NiTi-Röhrchen mit  $0,9 \text{ mm}$  Innendurchmesser eignen sich beispielsweise als stufenlos deflektierbare Saug-

oder Spülinstrumente bzw. Applikatoren für Laserfasern (vgl. Abb. 10) [3]. Damit ist es während eines neuroendoskopischen Eingriffes möglich, eine nur 400  $\mu\text{m}$  dünne flexible Quarzfaser optimal auf das Operationsziel auszurichten. Ersetzt man die Quarzfaser durch einen optischen Aufbau mit Licht- und Bildleitern, so sind auch Beobachtungsendoskope mit distal einseitig abwinkelbaren Enden denkbar.

Beim endoskopischen Diagnostizieren und Operieren in engen und „raumlosen“ Körperhöhlen, die von sich aus keinen Raum aufspannen, stößt die Endoskopie sehr häufig an ihre Grenzen, da die Endoskopspitze direkt am Gewebe zum Aufliegen kommt und damit kein aussagekräftiges Bild geliefert werden kann. Für operative Anwendungen in der Gynäkologie, speziell für die Inspektion von Eileitern, wurde ein miniaturisiertes Spreizinstrument (Falloposkop) entwickelt, das ein weitgehend atraumatisches Aufdehnen dieser sehr kleinen bzw. raumlosen Lumina ermöglicht (vgl. Abb. 11). Das Instrument ist auf der Basis eines mit  $\mu\text{EDM}$ -Technik geschlitzten 0,82 mm dünnen NiTi-Röhrchens gefertigt und besitzt vier Spreizarme. Die Wandstärke des NiTi-Röhrchens liegt bei 145  $\mu\text{m}$ . Nach dem Zurückziehen des PTFE-Schlauches öffnen sich am distalen Ende die Branchen und es wird ein maximaler Spreizungsdurchmesser von 5 mm erreicht. Durch das mikrostrukturierte NiTi-Röhrchen ist distal ein flexibles Endoskop mit nur 0,5 mm Außendurchmesser vorführbar, so dass ein raumloses Lumen, wie z. B. die Tuben,

zunächst aufgespannt und anschließend eine endoskopische Inspektion vorgenommen werden können. Dazu wird Lichtenergie über Lichtleitfasern von einer am proximalen Ende des Endoskops befindlichen Kaltlichtquelle eingekoppelt und das resultierende Bild wird über ein geordnetes Faserbündel zu einer extern befindlichen Videokamera geleitet.

### Zusammenfassung und Ausblick

Ausgehend von den im MINOP-Verbundprojekt gewonnenen Erkenntnissen im Bereich der Fertigung von stark miniaturisierten Operationsinstrumenten konnten zwischenzeitlich gemeinsam mit Medizinern weitere Mikroinstrumente zum Greifen, Schneiden, etc. entwickelt werden. Erst durch die Verwendung von superelastischen NiTi-Legierungen gelingt eine erhebliche Verkleinerung der Mikroinstrumente, da mechanische Gelenke nicht mehr notwendig sind. Alle Instrumente können wahlweise mit einem starren oder hochflexiblen Instrumentenschaft ausgerüstet werden. Sie sind entweder als „Freihandinstrumente“ einsetzbar oder können mit Hilfe von starren Metalltrokaren [3] bzw. hochflexiblen Kathetern sicher zum Operationssitus geführt werden. Die hier vorgestellten Instrumente stellen erste Prototypen für zukünftige mikrochirurgische Anwendungen in verschiedenen medizinischen Fachdisziplinen dar und könnten zukünftig möglicherweise sogar in Operationsrobotern zum Einsatz kommen [11]. Die Herstellung der NiTi-Mikroinstrumente bzw. einzel-



**Abb. 10: Stufenlos deflektierbarer Laserapplikator auf der Basis eines NiTi-Röhrchens. Die durchgeführte Laserfaser ist 400  $\mu\text{m}$  dünn und kann während einer endoskopischen Operation optimal auf das Zielgebiet ausgerichtet werden (mit freundlicher Genehmigung der Aesculap AG, Tuttlingen).**



**Abb. 11: Geöffnetes Falloposkop mit PTFE-Schlauch und durchgeführtem Endoskop. Am distalen Ende ist der über eine Kaltlichtquelle eingekoppelte Lichtfleck erkennbar.**

ner NiTi-Komponenten erfolgt überwiegend mit der  $\mu\text{EDM}$ -Technik, welche bei Bedarf mit Mikrolaserschweißtechniken miteinander verbunden werden können. Die entwickelten Fertigungsverfahren stehen zur Bearbeitung von Aufträgen aus der medizintechnischen Industrie zur Verfügung.

## Danksagung

Wir danken den Herren Prof. Dr. A. Perneczky und OA Dr. N. Hüwel von der Neurochirurgischen Universitätsklinik Mainz, Prof. Dr. R. Erbel und OA Dr. M. Haude von der Abteilung für Kardiologie des Universitätsklinikums Essen, Prof. Dr. G. Bastert und OA Dr. S. Rimbach von der

Universitäts-Frauenklinik Heidelberg sowie OA Dr. D. Echte von der Urologischen Klinik des Städtischen Klinikums Karlsruhe für wertvolle Diskussionen und anatomisch-medizinische Hinweise. Für die Anfertigung der REM-Aufnahmen wird den Herren P. Abafy und G. Schüler, für die Vorbereitung und Ausführung der erodierten Arbeiten den

Herren R. Ehnes, H. Kleiber, A. Mayer und F. Gretschnann (BTIF) sowie für die Durchführung der laserschweißtechnischen Arbeiten den Herren H. Besser (IMF I) und Dr. W. Pflöging (IMF I) gedankt.

## Literatur

- [1] A. E. Guber, N. Giordano, M. Loser, P. Wieneke: *F&M Feinwerktechnik, Mikrotechnik, Mikroelektronik*, 4, 247 (1997)
- [2] A. Guber, W. Menz, A. Perneczky, N. Hüwel, T. Doczi, F. Gallyas, P. Wieneke, M. Reindl, K. Vogler, U. Gabbert, U. Lauschke, F. Schmidt, U. Neuhäuser: *Nachrichten – Forschungszentrum Karlsruhe* 27, 155 (1995)
- [3] N. Giordano, V. Dötzkirchner, A. E. Guber: *Reihe Innovationen in der Mikrosystemtechnik*, Bd. 50, 126 (1997)
- [4] D. Stöckel: *F&M Feinwerktechnik, Mikrotechnik, Mikroelektronik*, 5, 332 (1987)
- [5] M. W. Thier: *Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 5, Nr. 292, VDI-Verlag* (1993)
- [6] W. König, F. Klocke: *Fertigungsverfahren 3 – Abtragen und Generieren*, 3. Aufl. Springer-Verlag (1997)
- [7] A. E. Guber, W. Bacher, M. Fritz, M. Hecke, D. Herrmann, A. Muslija: *Journal Medical & Biological Engineering*, 37, 360 (1999)
- [8] M. Loser: *Diplomarbeit, Universität Karlsruhe* (1996)
- [9] T. Haas, A. Schüssler: *Laser Magazin*, 1, 46 (1995)
- [10] M. Haude, H. Eggebrecht, A. E. Guber, M. Fritz, R. Erbel: *European Heart Journal*, 20, 268 (1999)
- [11] A. E. Guber: *Minimally Invasive Therapy*, 4, 267 (1995)