



## Abschlussbericht 2001 - 2005



### Nachwuchsgruppe:

## Peristaltisch getriebene Sonde mit haptischem Sensorarray für die minimal-invasive Wirbelsäulenchirurgie

### 1 Einleitung

Ziel dieses Projektes ist es eine - sich aktiv nach dem Vorbild der Wurm-Lokomotion fortbewegende - Sonde für den Einsatz in der minimal invasiven Wirbelsäulenchirurgie zu entwickeln. Im Rahmen des Innovationskollegs „Bewegungssysteme“ wurde an der TU Ilmenau die Wurm-Lokomotion bereits eingehend untersucht und der Funktionsnachweis verschiedener, makroskopischer Prototypen erbracht. Seit Januar 2001 wird in Zusammenarbeit mit Chefarzt Dr. Böhm vom Rhönklinikum Bad Berka eine Sonde für die Wirbelsäulenchirurgie entwickelt. Diese Sonde soll sich im Wirbelkanal in dem Fettgewebe zwischen Wirbelkörper und Durahülle vorwärtsbewegen (siehe Abb.: 1) und dabei einen Arbeitskanal für den weiteren chirurgischen Eingriff legen.

### 2 Entwicklungen und Ergebnisse

Für die Entwicklung der Sonde ist die Bearbeitung folgender Teilprojekte nötig. Durch die Eigenschaften und Abmessungen des Wirbelkanals sowie durch die Lokomotionsform ergeben sich die Anforderungen an das Material und die Struktur der Sonde. Aus den Materialtests und FEM Simulationen folgt der Aufbau und das Design der Sonde. Eine Anlage zur Herstellung der Sonde und deren Ansteuerung wird entwickelt. Außerdem soll die Sonde über ein haptisches Sensorfeld dem Chirurgen einen Eindruck von dem Zustand des Operationsgebietes vermitteln.

#### 2.1 Untersuchungen des Wirbelkanals

Da eine Kooperation mit Dr. Böhm, dem Chefarzt der Wirbelsäulenchirurgie des Rhönklinikums in Bad Berka, besteht, wird die primäre Anwendung der Sonde der Einsatz bei Operationen im Wirbelkanal sein. Für Operationen im Lendenwirbelsäulenbereich soll die Sonde am Os sacrum (Kreuzbein) in den Wirbelkanal eingeführt werden und dann im Epiduralraum, dem Raum zwischen Wirbelkörpern und Rückmarkshaut, Richtung Kopf bis zum Operationsgebiet vorwärts kriechen. Durch PADeMIS sollen Bandscheibenoperationen ohne eine Schädigung des die Wirbelsäule umgebenden Muskel- und Bandapparates ermöglicht werden. Die Rehabilitation der Patienten würde deutlich verkürzt und das Risiko postoperativer Traumata minimiert.

Für die Entwicklung der Sonde müssen zum einen die geometrischen Bedingungen im Wirbelkanal bekannt sein, zum anderen muss die Kraft, die für den Vortrieb notwendig ist abgeschätzt werden. Ein Versuchskanal für erste Testsonden wird benötigt.

##### 2.1.1 Untersuchungen am Menschen

Im Wirbelkanal des Menschen befinden sich die Dura mater spinalis, Fettgewebe und ein starker Venenplexus. Der Durasack umhüllt das Rückenmark, welches sich vom Gehirn bis zum 1. bzw. 2. Lendenwirbel erstreckt. Dort verjüngt sich das Rückenmark zur Cauda equina, einem Nervenfaserbündel. Die Sonde, die sich bei ihrer Vorwärtsbewegung im Wirbelkanal am Wirbelkörper und am Durasack abstützen muss, durchdringt dabei Fettgewebe und muss Blutgefäße sowie vom Rückenmark, bzw. der Cauda equina abgehende Nervenwurzeln umgehen. Dabei ist es vor allem interessant, wie variabel die Geometrie des Wirbelkanals, die Lage der Blutgefäße und die Abgänge der Nerven sein können. In der Literatur gibt es bisher nur Veröffentlichungen, die sich mit den Abmessungen der Wirbelkörper von Hals- bis Lendenwirbelsäule und den Abmessungen der Dura im Bereich des Rückenmarkes (Hals- bis Brustwirbelsäule) beschäftigen. Arbeiten zu der Größe des Epiduralraumes und der Lage des Duraschlauches im Epiduralraum gibt es bisher nicht. Deshalb wurden jetzt von insgesamt 49 Patienten in Bad Berka MRT Aufnahmen im Bereich Kreuzbein und Lendenwirbelsäule vermessen. Neben den in Abb. 2 gezeigten Maßen wurde auch der ventrale und dorsale Anteil des Epiduralraumes bestimmt.



Abb. 1: Schematische Darstellung von PADeMIS (rot) im Wirbelkanal. Die Sonde verlegt einen Arbeitskanal (grün) für chirurgische Eingriffe.

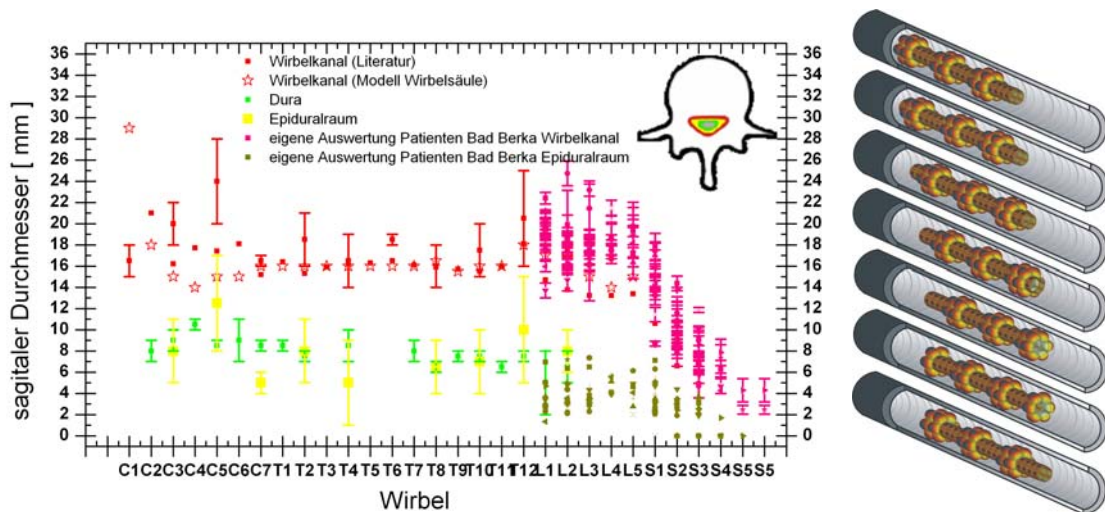


Abb. 2: Maße des Wirbelkanals und Epiduralraumes. Oben rechts ist ein Querschnitt eines Wirbelkörpers mit farblicher Kennzeichnung der inneren Umrandung des Wirbelkörpers (rot), des Epiduralraumes (gelb) und der Dura (grün) gezeigt.

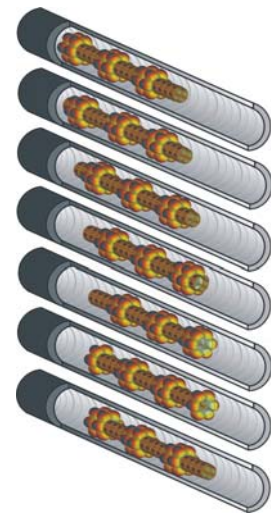


Abb. 3: Veranschaulichung des Lokomotionsprinzips

Die Durchmesser des Wirbelkanals variieren dabei zwischen ca. 4 mm am Kreuzbein und bis zu 23 mm in Höhe der Brustwirbel. Der Durchmesser des Durasacks beträgt 8-12 mm, d.h. der Epiduralraum kann von unter 1 mm bis 15 mm variieren. Im Bereich des Steißbeines kann der Kanal laut Aussage der Mediziner aufgebohrt werden. PADeMIS soll sich im ventralen Bereich des Epiduralraumes bewegen, so dass eine Sonde, deren Außendurchmesser von 4-8 mm variierbar ist, angestrebt wird. Im Inneren der Sonde benötigen die Chirurgen einen Hohlraum mit 2.5 mm Durchmesser für die chirurgischen Instrumente.

### 2.1.2 Untersuchungen an der Wirbelsäule von Schweinen

Die Sonde muss genügend Vortrieb entwickeln können, um das Fettgewebe, das sich im Wirbelkanal befindetet, durchdringen zu können. Um die benötigten Kräfte abzuschätzen zu können, werden teilweise in situ und teilweise in vivo Messungen an Schweinen durchgeführt. Ein Fogarty-Katheter wird im Übergangsbereich zwischen os sacrum und Lendenwirbelsäule in den Epiduralraum eingeführt und Richtung Kopf geschoben. Der Fogarty-Katheter wird mit verschiedenen Wasservolumina gefüllt. Die dabei auftretenden Kräfte werden mit einem Kraftsensoren gemessen. Aus diesen Messungen ergibt sich, dass für den reinen Vortrieb der Sonde eine Kraft von ca. 0.5-1 N nötig sein wird. Außerdem muss die Kraft, die die Sonde benötigt, um den Arbeitskanal hinter sich her zu ziehen, berücksichtigt werden. Zusätzlich wird der dabei entstehende Druckanstieg im Intraduralraum gemessen.

### 2.1.3 Aufbau eines Versuchskanals

Um die Sonde unter realistischen Bedingungen testen zu können, wurde ein Versuchskanal aufgebaut. Als Grundlage des Versuchskanals wurde ein Wirbelsäulenmodell der Firma Rüdiger-Anatomie verwendet. Die Maße dieses Modells wurden mit Literaturdaten verglichen und es zeigte sich, dass die Abweichungen klein sind. Deshalb wurden die Wirbel des Modells mit Wachs ausgegossen und dann mit Polyesterharz abgeformt. Die so nachgebildeten Wirbel wurden mit Silikon in realitätstreuen Abständen verbunden, um einen mit Flüssigkeit befüllbaren Wirbelkanal zu erhalten. In diesen Kanal ist ein Silikonschlauch als Dura-Nachbildung eingezogen.

## 2.2 Lokomotionsform

Für die Sonde wird eine rein-peristaltische Lokomotionsform verwendet, d.h. die Sonde besteht aus lauter identischen Segmenten, die seriell zu funktionellen Einheiten zusammengefasst werden und diese funktionellen Einheiten  $fE$  werden periodisch synchron beschaltet. Abb. 3 zeigt von oben nach unten die 6 Teilschritte, die eine Sonde mit 3 seriellen  $fE$  der Länge 6 zur Lokomotion benötigt. Die  $fE$  muss mindestens aus 3 Segmenten bestehen. Die Geschwindigkeit  $v$  der Sonde hängt von der Anzahl der Segmente in der  $fE$   $n$ , der Längenänderung eines Segmentes  $\Delta l$  und der Befüllzeit für ein Segment  $\Delta t$  ab:  $v = \frac{\Delta l}{\Delta t} \cdot \frac{n-2}{n}$ , d.h. bei gleichem Durchmesser der Zuleitung ( $\Delta t = \text{const.}$ ) ist eine Sonde mit 6 Segmenten doppelt so schnell wie eine Sonde mit 3 Segmenten. Allerdings benötigt man dann auch die doppelte Anzahl der Zuleitungen. Aus Platzgründen müsste dann der Durchmesser für die Zuleitungen reduziert werden, d.h.  $\Delta t$  wird größer und die Lokomotionsgeschwindigkeit infolgedessen kleiner. Da die Berechnung von  $\Delta t$  einige grobe Vereinfachungen enthält, muss eine Kompromisslösung experimentell ermittelt werden.

## 2.3 Design der Sonde

Die Sonde sollte in der Lage sein, sich in einem mit Fettgewebe gefüllten Kanal mit einem zwischen 4 und 8 Millimetern variierenden Durchmesser vorwärts zu bewegen. Daraus folgt, dass das Material für die Sonde nicht nur nachgie-

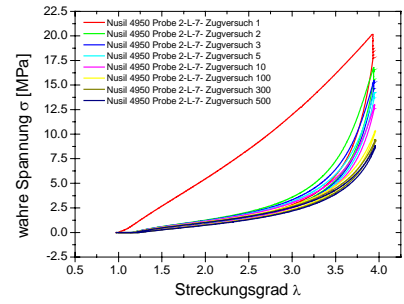
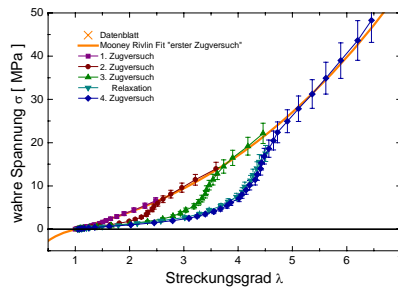
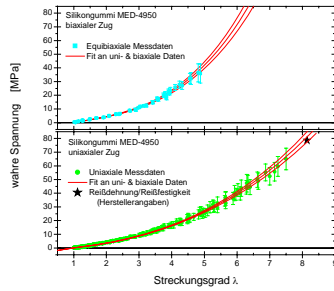


Abb. 4: Biaxiale (oben) und uniaxiale (unten) Dehnungs-Spannungs-Kurve von MED 4950. Abb. 5: Mullins Effekt von MED 4950 gemessen in uniaxialen Zugversuchen. Abb. 6: Dehnungs-Spannungs-Kurve einer 500-fach uniaxial gezogenen Silikon Probe.

big sein muss, um das umgebende Gewebe nicht zu verletzen, sondern es sollte auch große Dehnungen erlauben. Deshalb wird für die Sonde medizinisch zugelassener Silikonkautschuk verwendet. In Materialtests wird das Materialgesetz bestimmt und als Grundlage für Simulationen der Sonden Segmente mit der Finiten Elemente Methode (FEM) verwendet.

### 2.3.1 Materialeigenschaft des Silikon

Es wird das Silikon MED 49xx der Firma NUSIL (xx bezeichnet die Shore- Härte) verwendet. Über den Grad des Füllstoffes (Siliziumdioxid) wird vom Hersteller die Härte eingestellt. Dies ist ein additionsvernetzendes Zweikomponenten Silikonpolymer mit Platin Katalysator. Beide Komponenten werden erst in einer Lösung mit Hexan als Lösungsmittel angesetzt und dann gemischt. Für den Herstellungsprozess der Sonde werden Lösungen zwischen 25-30% Silikon in Hexan benötigt. Die Zugproben wurden aus Lösungen mit 28.5% Konzentration gezogen.

#### 2.3.1.1 Viskosität der Silikon Lösung

Bei der Herstellung der Sonde wird Silikon im Tauchverfahren aufgebracht. Für diesen Prozess sind die Viskosität der Silikonlösung und die Rausziehgeschwindigkeit die entscheidenden Parameter. Deshalb wurde die Viskosität der Silikonlösung mit dem Rotationsviskosimeter RC20 von Rheotec gemessen. Dabei zeigte sich, dass die Viskosität der Lösung – erwartungsgemäß – von der Temperatur, der Konzentration der Lösung und dem Alter der Lösung abhängt. Leider zeigte sich aber auch, dass die Charge des Silikons, sowie das Alter der Lösung der Einzelkomponenten in Hexan einen großen Einfluss haben. So dass die Prozessparameter für die Tauchbeschichtung an jede neue Charge angepasst werden müssen.

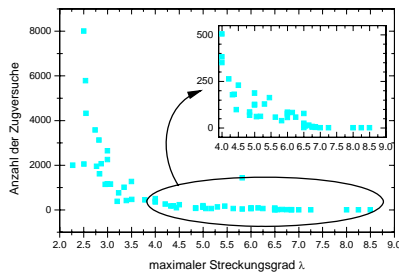


Abb. 7: Zusammenhang zwischen der Anzahl der Belastungszyklen, die möglich sind, bevor eine Probe reißt, und dem Streckungsgrad für uniaxialen Zug von MED 4950.

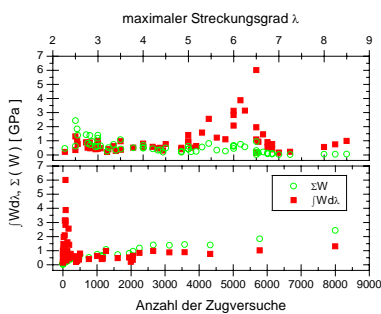


Abb. 8: Durch zyklische Belastung in die Probe eingebrachte Gesamtverformungsenergiedichte  $\Sigma(W)$ , bzw. über den Streckungsgrad integrierte Verformungsenergiedichte  $|Wd\lambda|$  in Abhängigkeit vom maximalem Streckungsgrad (oben) bzw. der Anzahl der Zugversuche (unten).

#### 2.3.1.2 Materialgesetz

Für die FEM Simulationen wird das Materialgesetz als Eingangsgröße benötigt. Für das verwendete Silikon MED 49xx liegen keine Hersteller- oder Literaturdaten vor. Deshalb wurden ein uniaxialer und ein biaxialer Zugmessstand zur Messung der Materialeigenschaften aufgebaut. Es zeigte sich, dass ein aus uniaxialen Zugversuchen gewonnenes Materialgesetz zu großen Fehlern beim Berechnen von biaxialen Zugbelastungen, das dem Aufblasen der Kissen der Segmente entspricht, führen kann. Deshalb wurde das Materialgesetz simultan an die uni- und biaxialen Messergebnisse gefittet. Abb. 4 zeigt die rel. Länge – Spannungscharakteristik des MED 4950, sowie das angepasste Materialgesetz. Darüber hinaus zeigt Silikongummi ein vordehnungsabhängiges Materialverhalten den sog. Mullins Effekt (vgl. Abb.5). Außerdem zeigt das Material sog. stress softening, d.h. bei zyklischer Belastung verringert sich die Spannung bei gleicher Dehnung. Abb. 6 zeigt die Dehnungs-Spannungs-Kurve einer 500-fach bis auf die ca. 4-fache Ausgangslänge gezogener Probe.

#### 2.3.1.3 Verhalten bei Langzeitbelastungen

Für die Lokomotion der Sonde bis zum Operationsort werden einige

tausend Be- und Entlastungszyklen der Segmente benötigt. Da diese Versuche sehr zeitintensiv sind, wurden sie nur mit MED 4950, das sich in den FEM Simulationen als am Besten geeignetes Material erwiesen hat, durchgeführt. Darüber hinaus sind die biaxialen Zugversuche deutlich zeitintensiver wie die uniaxialen Messungen, so dass die Materialtests zum Ermitteln des Langzeitverhaltens des Silikons nur uniaxial ausgeführt wurden.

Es wurde getestet wie viele Belastungszyklen eine Probe, die wiederholt bis zu einem Streckungsgrad gezogen wird, vor dem Zerreißen durchlaufen kann (Abb. 7). Für Dehnungen mit einem Streckungsgrad  $\lambda < 3$  können einige tausend Wiederholungen erreicht werden, während für größeren Streckungsgrad ( $3 < \lambda < 6$ ) die Proben bereits nach einigen hundert Lastzyklen versagen. Für Streckungsgrade im Bereich der vom Hersteller angegebenen typischen Reißdehnung von 550 % sind erwartungsgemäß nur einige wenige Wiederholungen möglich.

Im Gegensatz zu metallischen Materialien werden gummiartige Materialien auch bei kleineren Dehnungen bereits geschädigt und weisen eine Art Gedächtnis für Vordehnungen auf. Für Latex wird in der Literatur vorgeschlagen die Belastbarkeitsgrenze als eine Funktion der Verformungsenergiedichte darzustellen. Für das MED 4950 konnte jedoch nicht einmal für zyklische uniaxiale Belastungen bis zum gleichen Streckungsgrad eine Funktion gefunden werden. Abb. 8 zeigt die Gesamtverformungsenergiedichte  $\Sigma(W)$ , bzw. die über den Streckungsgrad integrierte Verformungsenergiedichte  $\int W d\lambda$  in Abhängigkeit vom maximalem Streckungsgrad bzw. der Anzahl der Zugversuche. Eine Vorhersage für andere Lastfälle oder für Belastungen bis zu variierenden Streckungsgraden ist nicht möglich. So muss die Belastungsgrenze der Sonde experimentell ermittelt werden.

### 2.3.2 Simulation der Segmentverformung mit der Finite Elemente Methode (FEM)

Jedes Segment der Sonde soll sich bei Befüllung sowohl in Richtung der Längsachse als auch radial ausdehnen. Dabei muss im Inneren der Sonde ein Arbeitskanal von min. 2.5 mm Durchmesser verbleiben. Damit die Sonde richtungssteuerbar bleibt, wird eine Geometrie mit mindestens 3 Kissen pro Segment benötigt.

Mit Hilfe der FEM wird die Struktur der Segmente so optimiert, dass ein möglichst gleichmäßiger Vorschub bei den gewünschten variablen Außendurchmesser erreicht wird. Der Herstellungsprozess der Sonde soll das Aufbringen von homogenen Silikonschichten ermöglichen. Zwischen diese Schichten können befüllbare Hohlstrukturen eingebracht werden. In der Simulation können also die Shore- Härte des Materials, die Schichtdicken, die Hohlkammerform und die Geometrie der Hohlkammern variiert werden. Wünschenswert wäre es jetzt die Simulationen für ein Materialgesetz, das Mullins Effekt und stress softening beinhaltet durchzuführen. In den ersten Jahren der Nachwuchsgruppe war es mit großem Aufwand verbunden eigene Materialgesetze in die zur Verfügung stehenden FEM Programme zu integrieren und die Rechenzeiten für nichtlineare Berechnungen bis zu großen Dehnungen waren extrem Zeitintensiv (bis zu 2 Wochen Rechenzeit für ein Segment unter Berücksichtigung der Symmetrie). Deshalb wurden für die Berechnungen damals ein Materialgesetz des bereits vorgedehnten Materiales für das ganze Segment verwendet. Die Simulationen wurden mit Ansys durchgeführt. Die zugrundeliegende Idee ist, dass die Sonde vor dem Einsatz bis zu diesem Wert vorgedehnt wird und der Effekt des stress softening relativ zum Mullins Effekt deutlich kleiner ist. Aller-

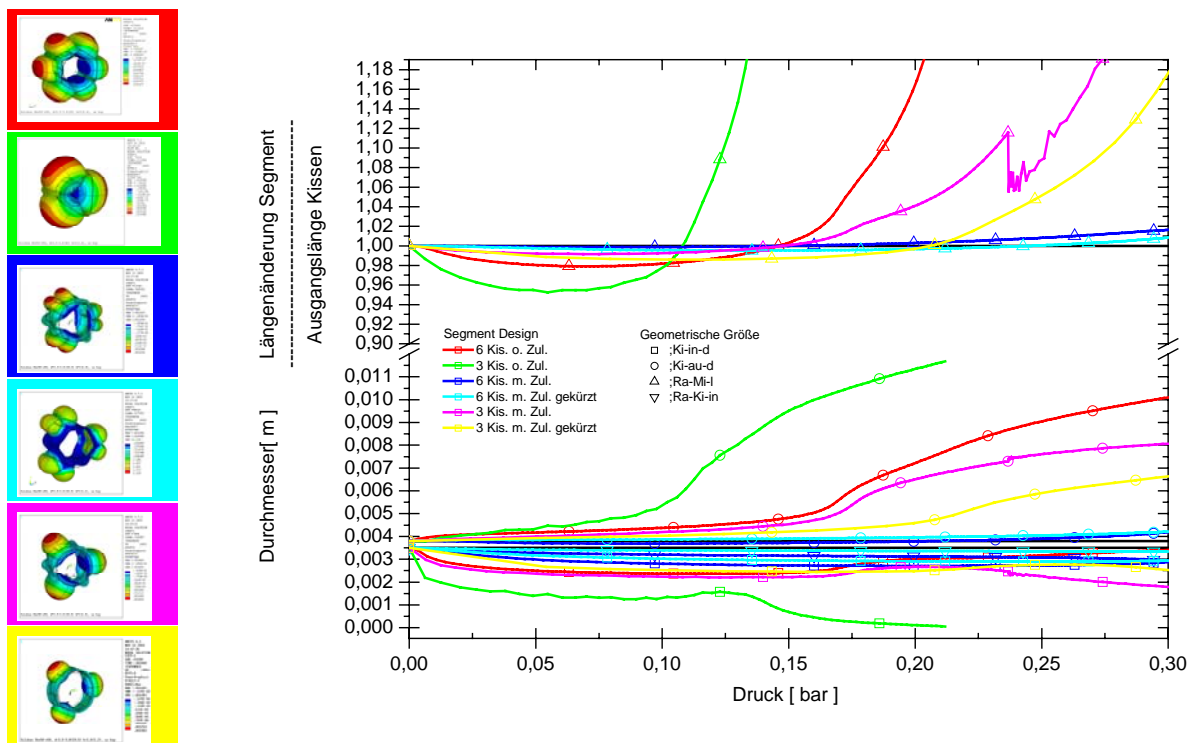


Abb. 9: Längen- sowie Innen- und Außendurchmesser Änderung eines Segmentes in Abhängigkeit vom angelegten Druck für Segmente mit 3 bzw. 6 Kissen und verschiedenen Aspektverhältnissen der Kissen..

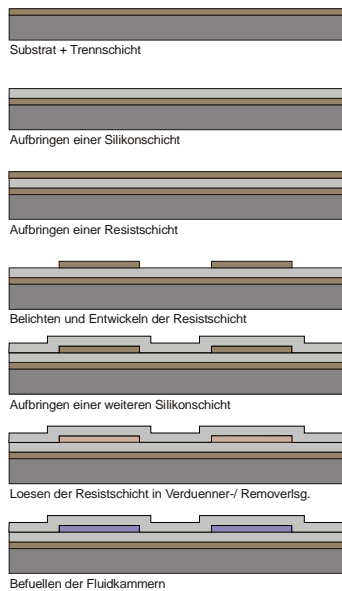


Abb. 10: Herstellungsprinzip der Sonde

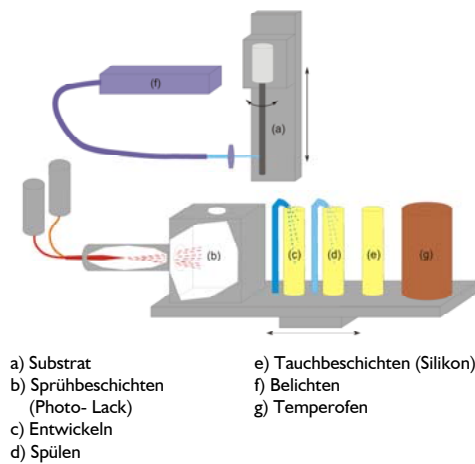


Abb. 11: Schematischer Aufbau der Anlage zur Herstellung der Sonde

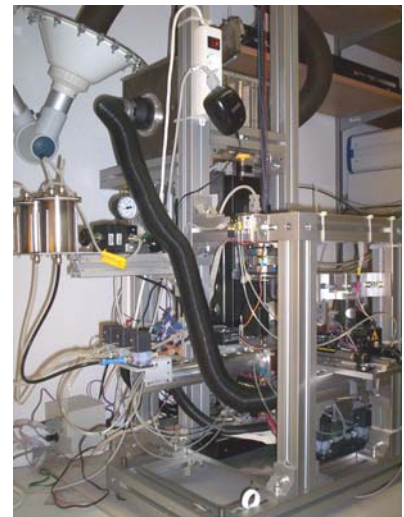


Abb. 12: Realisierter Aufbau der Anlage zur Herstellung der Sonde

dings verwendet man dann an - durch die Geometrie bedingt - wenig belasteten Stellen ein ungenaues Materialgesetz. Abb. 9 zeigt einige der FEM Simulationen der Verformung eines Segmentes und die Änderung der Segment Außen- und Innendurchmesser in Abhängigkeit vom Druck. Es konnte eine Geometrie & Materialkombination gefunden werden (gelbe Kurve), die Bewegungen in Kanälen mit Durchmessern zwischen 4 und 7 mm erlaubt und den geforderten Innenraum behält.

Inzwischen ist es in dem Softwarepaket MSC.Marc relativ einfach möglich eigene Materialgesetze zu integrieren und die Rechenzeiten sind soweit gesunken, dass auch Mehrfachberechnungen der Segmentverformung mit einem vollständigen Materialgesetz möglich sind. Dabei zeigt sich, dass die Abweichungen zu den Berechnungen mit den oben genannten Annahmen so klein sind, dass die Ergebnisse verwendet werden können.

## 2.4 Technologie zur Herstellung

Aus den FEM Simulationen folgt, dass die benötigten Hohlkammerstrukturen Längen von 1 – 2.5 mm haben sollten und die Zuleitungen Breiten von 100 bis einigen hundert  $\mu\text{m}$  haben sollten. Die Schichtdicken der Silikonschichten sollten im Bereich zwischen 100 – 200  $\mu\text{m}$  liegen. Um diese miniaturisierten Sonden reproduziert herstellen zu können, wurde eine Anlage entwickelt und ausgebaut (vgl. Abb. 11 & 12).

Es wird ein Lithographieprozess verwendet (Abb. 10), bei dem das Substrat ein zylindrischer Stab ist. Auf den Substratstab werden sukzessive eine Photolackschicht, eine Silikonschicht, wiederum eine Photolackschicht und wieder eine Silikonschicht aufgebracht. Die Photolackschicht wird durch einen Sprühprozess aufgebracht. Dabei können homogene Schichten mit Dicken zwischen 5 und 15 $\mu\text{m}$  und einer Streuung von 2 $\mu\text{m}$  erzeugt werden. Die Silikonschichten werden durch mehrfaches Tauchen des Stabes in Silikonlösung hergestellt. Nach den einzelnen Tauchvorgängen wird die Silikondicke gemessen und die Schicht getempert. Basierend auf den Ergebnissen der Viskositätsmessungen können reproduzierbar homogene Silikonschichten bis ca. 50 $\mu\text{m}$  hergestellt werden. Dickere Schichten sind z.Z. noch stark inhomogen. Die zweite Photolackschicht wird mit einem Laser strukturiert, so dass Platzhalter für die

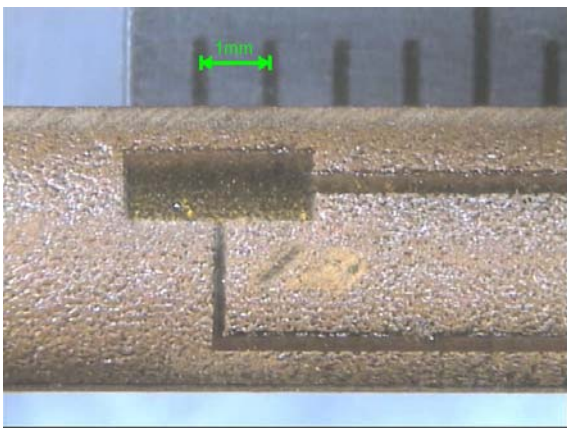


Abb. 13: In der Lithografie Anlage hergestellte Teststruktur mit einer Hohlkammer und 2 Zuleitungen.

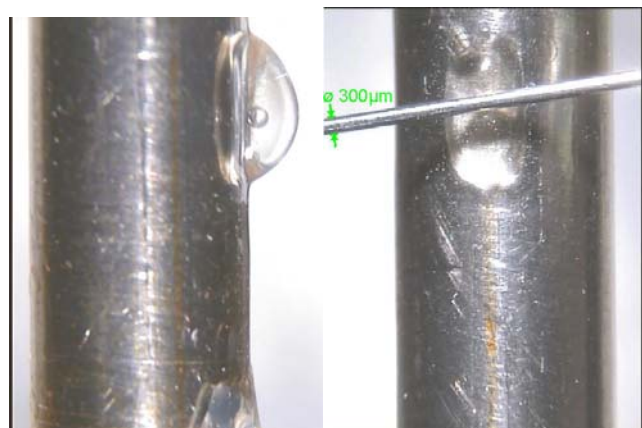


Abb. 14: In der Lithografie Anlage hergestellte Teststruktur mit einer Hohlkammer und Zuleitung. Die Hohlkammer ist gefüllt mit Wasser.

befüllbaren Hohlkammern und Zuleitungen verbleiben. Abb. 13 und 14 zeigen Teststrukturen, die in der Anlage hergestellt wurden.

## 2.5 Ansteuerung der Sonde

Die Ansteuerung soll die Hohlkammern der Sonde mit Flüssigkeit befüllen. Selbst beim Auftreten eines Lecks in einem Segment während der Operation soll keine Schädigung des Patienten erfolgen. Deshalb werden die Hohlkammern der Segmente mit physiologischer Kochsalzlösung befüllt und die Befüllung erfolgt volumengesteuert unter Messung des anliegenden Druckes.

Um eine Sonde mit drei Hohlkammern auf dem Durchmesser und 6 Segmenten in Reihe betreiben zu können, wurde eine Ansteuerung mit 18 Kanälen entwickelt (Abb. 15). Jeder Kanal besteht aus einer Spritze, die durch einen Servomotor betrieben wird. Das zu pumpende Volumen, die Zeit zwischen den Pumpvorgängen und die Reihenfolge der Befüllung der Segmente kann über ein Display festgelegt werden. Die Ansteuerung funktioniert soweit zufriedenstellend. Mit einer EMV und Gerätesicherheitsprüfung wurde begonnen.

## 2.6 Haptik

Es war angedacht, die Sonde mit einer Haptik auszustatten, die es ermöglicht eine dreidimensionale Information über die Art des Gewebes, welches die Sonde umgibt, zu ermitteln. Des weiteren soll erkannt werden, ob das Gewebe in einem physiologisch gesunden oder pathologischen Zustand vorliegt.

Als Messmethode für die Haptik wurde die mechanische Impedanzmessung getestet. Dabei wird das zu untersuchende Material mit einer Kraft in einer sich kontinuierlich verändernden Frequenz angeregt und die Beschleunigungsantwort gemessen. Der Messaufbau der mechanischen Impedanzmessung erlaubt eine breitbandige Anregung (2-150Hz), die durch einen kraftgeregelten Tauchspulenaktuator realisiert wird. Erste Messungen an Niere, Leber und Zunge wurden durchgeführt (Abb.17).

Mit der Modellierung von biologischen Gewebe als Feder- Dämpfer System durch Maxwell-, Voigt- und Standard-Modell wurde begonnen.

Die Arbeiten an der Haptik wurden schwerpunktmäßig von Johannes Dietrich durchgeführt. Seit seinem Ausscheiden zum Jahresende 2004 ruhen die Arbeiten, da die Herstellung der Sonde priorisiert wurde.

## 2.7 Webpage

Eine Webpage, die ausführlich über die Arbeiten der Nachwuchsgruppe berichtet, wurde unter <http://www.tu-ilmeneau.de/pademis> eingerichtet.



Abb. 15: Die Ansteuerung der Sonde mit 18 Kanälen.



Abb. 16: Messaufbau für Impedanzmessungen an biologischem Gewebe.

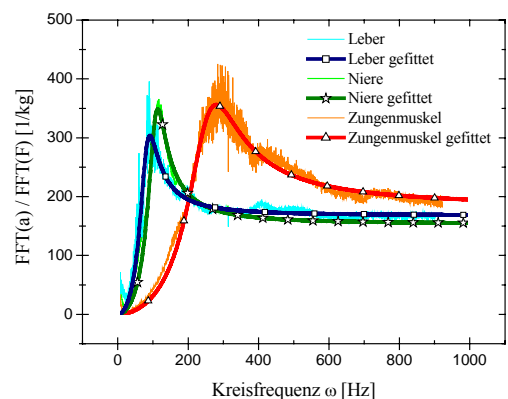


Abb. 17: Impedanzmessungen an verschiedenen Geweben.

## 3 Veröffentlichungen

### 3.1 Publikationen

Meier P., Lang M. and Oberthür S., Reiterated tension testing of silicone elastomer, *Plastics, Rubber and Composites*, Vol. 34, NO 8, p. 372-377, 2005.

Oberthür S., Meier, P., Regenwürmer als Vorbild für medizinische Instrumente - Ansteuerung für eine peristaltische Sonde aus Silikon, *Mechatronik F&M*, Vol. 113, No: 11-12. p. 22-25, 2005.

Lang, M., Vasev, N., Meier P.; Schichtdicke und Benetzungsverhalten von Silikonelastomeren, 50. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium, TU Ilmenau 2005, 329-330

Dietrich, J.; Meier, P.; Oberthür, S., Preuß R.; Voges, D.; Zimmermann, K.; Development of a peristaltically actuated device for the minimal invasive surgery with a haptic sensor array. In *Micro- and Nanostructures of Biological Systems*, Halle, Shaker-Verlag, 2004, ISBN 3-8322-2655-9, pp. 66-89.

Meier P., Khader S., Preuß R., Dietrich J. and Voges D., Uniaxial and equi- biaxial tension tests of silicone elastomer, *Constitutive Models for Rubber III*, Busfield & Muhr (eds), Swets & Zeitlinger, Lisse, ISBN 90 58095665, 2003.

Dietrich, J.; Meier, P.; Grabow, J.; Preuß R.; Voges, D.; Zimmermann, K.; Investigating and mechanically modeling the material properties of biological tissues forming the vertebral column. Extended abstract for the Conference *Micro and Nanostructures of Biological Systems*, Halle, 2002, pp. 20-22.

Dietrich, J.; Meier, P.; Zimmermann, K.; Mechanical Identification of biological tissue through Modal Analysis. *Proc. of 11th ICBME*, Singapur, 2002.

Voges D., Altmann A., Carl K., Kruspe D., Rosenhahn J.: Zur Biologie peristaltischer Bewegungen. 47. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium, TU Ilmenau, pp.266-267, 2002.

Preuß R., Stubenrauch M.: Miniaturization of fully compliant, worm-like motion systems, *Motion Systems 2001*, Edited by Reinhard Blickhan, Shaker Verlag. ISBN 3-8265-9064-3, p. 58-62, 2001.

### 3.2 Patente

Preuß, Stubenrauch, Zimmermann, "Formteil mit komplex-gestalteten Hohlräumen mit mikroskopischen Abmessungen und Verfahren zu dessen Herstellung", Anmeldung: 10.07.2001, Offenlegung: 27.02.2003, Patent-Nr.: DE 10231057 A1.

Zimmermann Lysenko, Preuß, " Fluidischer, peristaltischer Antrieb ", Anmeldung: 29.05.2000, Offenlegung: 1.02.2001, Patent-Nr.: DE 10027447A1.

### 3.3 Vorträge

Lang, M., Vasev, N., Meier P.; Schichtdicke und Benetzungsverhalten von Silikonelastomeren, 50. IWK der TU Ilmenau, 19.-23.09.2005, Ilmenau

Manar El-Chammas, J. Dietrich, E. Gerlach, K. Zimmermann, Optimising the trajectories of various modular robot configurations by employing Genetic Algorithms, 49. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium Technische Universität Ilmenau, 27.-30. September 2004 Ilmenau, 2004.

Preuß R., Oberthür S., Dietrich J., Heermann L., Meier P; Peristaltisch angetriebene Sonde mit haptischem Sensorarray für die minimal-invasive Wirbelsäulenchirurgie, Symposium "Wirbelsäulenchirurgie – Neue Möglichkeiten - bewährte Verfahren – Langzeitergebnisse", 18.-20-03.2004, Bad Berka., 2004.

Petra Meier, Technologische Realisierung eines künstlichen Wurms für die Wirbelsäulen-Chirurgie, Zentrum für Mikro- und Nanotechnologien, 21.07.2004 Ilmenau, 2004

Petra Meier, Development of a Silicone Rubber Worm for Minimal Invasive Surgery, 11th Workshop on The Finite Element Method in Biomedical Engineering, Biomechanics and Related Fields, Germany July 14th -15th 2004 Ulm, 2004.

P. Meier, R. Preuß, S. Oberthür, Development of an artificial worm for minimal invasive surgery, 38. DGBMT Jahrestagung, 22. -24. September 2004, Ilmenau, 2004.

K. Abaza, P. Meier, S. Oberthür, R. Preuß, I. Zeidis, K. Zimmermann, Biomimetische Bewegungssysteme basierend auf undulatorischer Lokomotion – Entwicklung eines künstlichen Wurmes für die Wirbelsäulen Chirurgie, Bionik: Innovationimpulse aus der Natur, 29. - 30. Oktober 2004, Bremen, 2004.

Meier P., Khader S., Preuß R., Dietrich J. and Voges D., Uniaxial and equi- biaxial tension tests of silicone elastomer, ECCMR 2003, 15-17 Sept 2003, London, 2003.

PADeMIS -Peristaltically actuated device for minimal invasive surgery, Petra Meier, Johannes Dietrich, Siegfried Oberthür, Roman Preuß, Danja Voges, Brown Bag Lecture, AI-Lab, University of Zuerich, 22.10.2003

Meier Petra, Eine peristaltische Sonde für die minimal invasive Chirurgie, Colloquium: Frauen fördern Hochschulen, Friedrich Schiller Universität Jena, 10. 10. 2003.

Dietrich, J; Oberthür, S.; Voges, D.; Preuß, R.; Meier P.; Tissue studies through Modal Analysis, ESEM 2003, Halle

Johannes Dietrich, Petra Meier, Siegfried Oberthür, Roman Preuß, Danja Voges, Peristaltically actuated device with haptic sensor array for minimal invasive spine surgery, Advanced School: Mechanics and thermomechanics of rubber-like solids, coordinated by G. Saccomandi and R.W. Ogden, Udine, Sept. 30th – Oct. 4th 2002.