



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

### **1 Einleitung**

Ziel der Nachwuchsgruppe „Peristaltisch getriebene Sonde mit haptischem Sensorarray für die minimal-invasive Wirbelsäulenchirurgie“ ist es, eine Sonde zu entwickeln, die sich nach dem Vorbild der Regenwurm-Lokomotion aktiv fortbewegen kann. Diese Sonde kann für Operationen in natürlichen Körperhöhlen (z.B. Wirbelkanal, Bronchien, Stirn- und Nebenhöhlen) eingesetzt werden. Dabei verlegt die Sonde einen Arbeitskanal für kommerziell erhältliche endoskopische Werkzeuge. Die eigentliche Operation wird dann durch den Arbeitskanal und die im Inneren hohle Sonde hindurch durchgeführt.

### **2 Entwicklungen und Ergebnisse**

Die einzelnen Teilprojekte ergeben sich aus der Zielsetzung. Es muss die zukünftige Arbeitsumgebung der Sonde untersucht werden. Durch den Arbeitsort, die Lokomotionsform und die Medizinzulassung ergeben sich die Anforderungen an das Material und die Struktur der Sonde. Des Weiteren wird eine Anlage zur Herstellung der Sonde und deren Ansteuerung entwickelt. Außerdem soll die Sonde über ein haptisches Sensorfeld dem Chirurgen einen Eindruck von dem Zustand des Operationsgebietes vermitteln.

#### **2.1 Wirbelkanal**

Da eine Kooperation mit Dr. Böhm, dem Chefarzt der Wirbelsäulenchirurgie des Rhönklinikums in Bad Berka, besteht, werden die primäre Anwendungen der Sonde Operationen im Wirbelkanal sein. Die Sonde soll am Os sacrum (Kreuzbein) in den Wirbelkanal eingeführt werden und dann im Raum zwischen Wirbelkörpern und Rückmarkshaut Richtung Kopf bis zum Operationsgebiet vorwärts kriechen. Der Arbeitsraum der Sonde kann von 4-10mm variieren und die Sonde sollte eine Vortriebskraft von 2-4 N für die Durchdringung des sich im Wirbelkanal befindlichen Fettkörpers aufbringen können.

Frau Danja Voges hat am versuchstierkundlichen Blockkurs im Tierforschungszentrum der Universität Ulm erfolgreich teilgenommen. Dieser Kurs entspricht der FELASA Empfehlung Kategorie C und ist von der GV-SOLAS (Gesellschaft für Versuchstierkunde - Society for Laboratory Animal Science) zertifiziert. Infolgedessen ist Frau Voges jetzt berechtigt, die Leitung der für die Erprobung der Sonde notwendigen Tierversuche zu übernehmen.

#### **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 werden periodisch synchron beschaltet. Abb. 1 zeigt von oben nach unten die 6 Teilschritte, die eine Sonde mit einer funktionellen Einheit der Länge 6 zur Lokomotion benötigt. Die Länge der funktionellen Einheit beeinflusst die Lokomotionsgeschwindigkeit der Sonde entscheidend.

#### **2.3 Sonden Design**

Jedes Segment der Sonde soll bei Befüllung sich sowohl in Richtung der Längsachse als auch radial ausdehnen. Dabei muss im Inneren der Sonde ein Arbeitskanal von min. 2mm Durchmesser offen bleiben. Damit die Sonde Richtungssteuerbar bleibt, wird eine Geometrie mit 3-6 Kissen pro Segment benötigt.

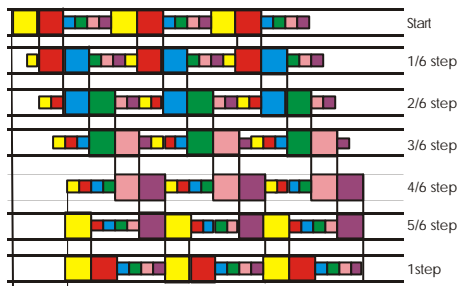


Abb. 1: Peristaltische Lokomotion; Gleiche Farben entsprechen synchron angesteuerten Segmenten.

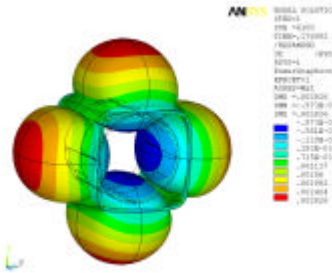


Abb. 2: FEM Simulation der Verformung eines Segmentes der Sonde.

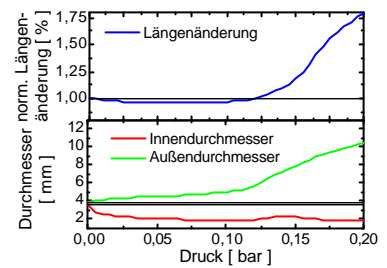


Abb. 3: Längen- sowie Innen- und Außendurchmesser-Änderung eines Segmentes in Abhängigkeit vom angelegten Druck

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

Mit Hilfe der FEM wird die Struktur der Segmente so optimiert, dass ein möglichst großer Vorschub bei dem gewünschten Außendurchmesser erreicht wird. Abb. 2 zeigt die FEM Simulation der Verformung eines Segmentes. Abb.3 zeigt die Änderung der Segment Abmessungen in Abhängigkeit vom Druck.

### 2.3.2 Materialeigenschaft des Silikon

Für die FEM Simulationen wird das Materialgesetz als Eingangsgröße benötigt. Für das verwendete Silikon MED 49xx der Firma NUSIL (xx bezeichnet die Shore A- Härte) liegen keine Daten vor. Deshalb wurde ein Zugmesststand (Abb. 4) zur Messung der Materialeigenschaften aufgebaut. Abb. 5 zeigt die Längen – Spannungscharakteristik des MED 4950. Das Material zeigt ein vordehnungsabhängiges stress-softening, den sog. Mullins Effekt [1].

## 2.4 Silikon- Prototyping- Anlage

In der in Abb. 6 dargestellten Silikon Anlage wird die Sonde im Ganzen durch sukzessives Tauchbeschichten eines Substrates mit Silikon, Aufbringen, Belichten und teilweises Lösen einer Photolackschicht, Aufbringen der nächsten Silikonschicht, usw. hergestellt werden.

## 2.5 Ansteuerung der Sonde

Für die Sonde soll eine volumengesteuerte Ansteuerung mit Druckmessung verwendet werden. Die mit Flüssigkeit gefüllten Spritzen werden von Servomotoren angetrieben (vgl. Abb.7). Die maximale Befüllmenge eines Kissens beträgt ca. 15µl. Mit jedem Kanal der Ansteuerung sollen mehrere Kissen synchron betrieben werden. Die Ansteuerung hat eine Auflösung von ca. 3 µl.

## 2.6 Haptik

Als Messmethode für die Haptik soll die mechanische Impedanzmessung verwendet werden. Dabei wird

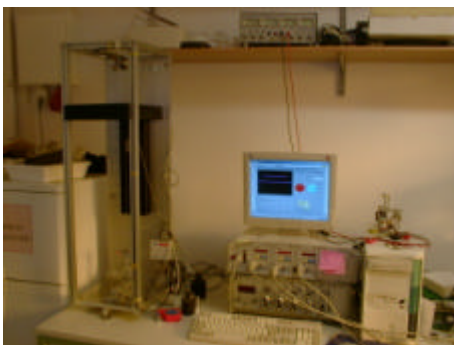


Abb. 4: Zugmesststand für uniaxiale Zugversuche an Silikonproben

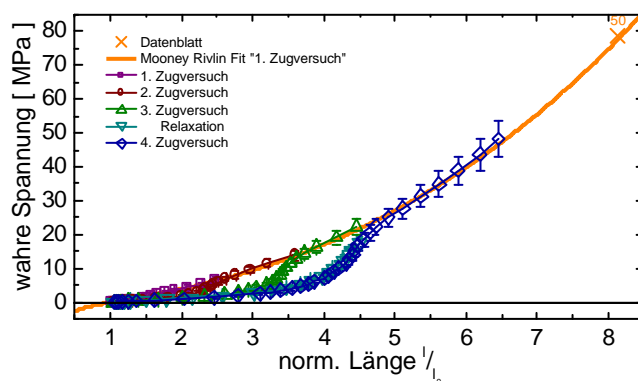


Abb. 5: Spannungs- Längen- Kennlinie von MED 4950 bei uniaxialen Zugversuchen. Bei wiederholten Zugversuchen zeigt das Material den Mullins Effekt [1].

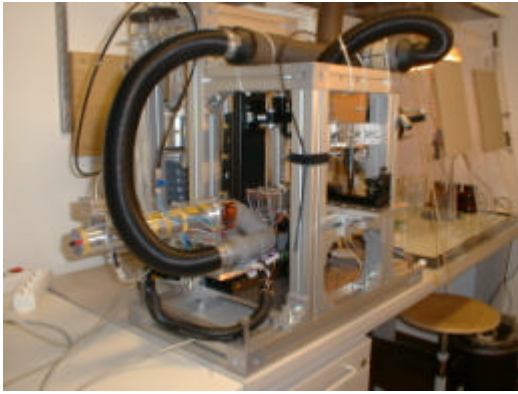


Abb. 6: Silikon Prototyping Anlage zur Herstellung der Sonde.

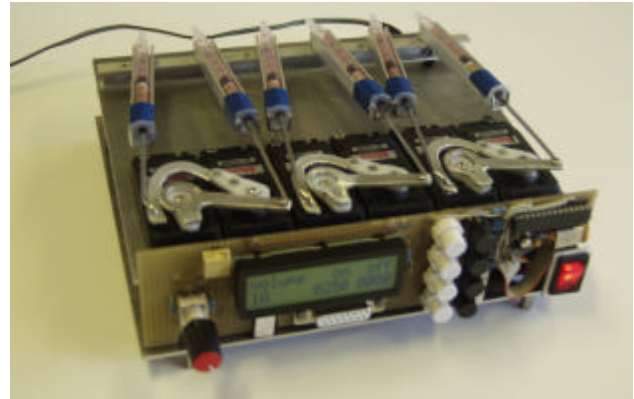


Abb. 7: Die Ansteuerung der Sonde

das zu untersuchende Material mit einer Kraft und einer sich kontinuierlich veränderten Frequenz angeregt und die Beschleunigungsantwort gemessen. Abb. 8 zeigt die Messergebnisse von Niere, Leber und Zunge und die gefitteten Modellkurven.

## 2.7 Webpage

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

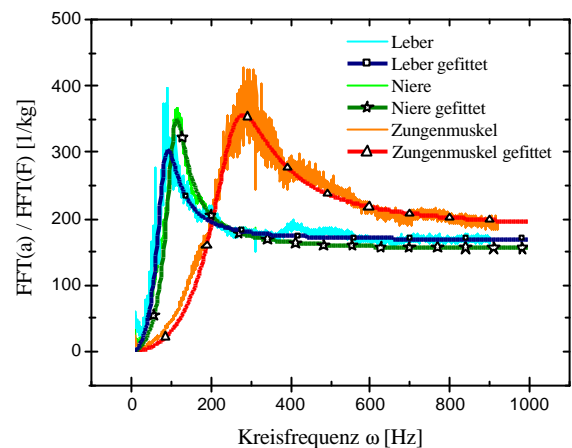


Abb. 8: Impedanzmessungen an verschiedenen Geweben.

## 3 Referenzen

- [1] Mullins, L., Softening of rubber by deformation. Rubber Chem. Technol. 42, 339-362 (1969)

## 4 Veröffentlichungen

D. Voges; Altmann A.; Carl K.; Kruspe D.; Rosenhahn J.: Zur Biologie der peristaltischen Bewegungen. 47. Tagungsband Int. Wissenschaftliches Kolloquium 2002: Seite 266-267; kein Referee System

Dietrich, J.; Meier, P.; Grabow, J.; Preuß R.; Voges, D.; Zimmermann, K.; Investigating and mechanically modelling 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; Konferenz Abstrakt

Dietrich, J.; Meier, P.; Zimmermann, K.; Mechanical Identification of biological tissue through Modal Analysis. Proc. of 11<sup>th</sup> ICBME, Singapur, 2002; Konferenz Abstrakt

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, 2003, (angenommen) ; kein Referee System