



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. Epiduralraum im Wirbelkanal, siehe Abb. 1) 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. Durch die Eigenschaften und Abmessungen des Wirbelkanals sowie durch die Lokomotionsform ergeben sich die Anforderungen an das Material und die Struktur 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 Wirbelkanal

Der Epiduralraum 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.

2.2 Lokomotionsform

Für die Sonde wird eine peristaltische Lokomotionsform verwendet, d.h. die Sonde besteht aus identischen Segmenten, die seriell zu funktionellen Einheiten zusammengefasst werden und diese funktionellen Einheiten (fE) werden periodisch beschaltet. Abb. 2 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 Δl und der Befüllzeit für ein Segment Δt ab: $v = \frac{\Delta l}{\Delta t} \frac{n-2}{n}$, 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. Δt wird größer und die Lokomotionsgeschwindigkeit infolgedessen kleiner. Da die Berechnung von Δt einige grobe Ver-



Abb. 1: Die Sonde (rot dargestellt) wird am Kreuzbein eingeführt und verlegt einen Arbeitskanal (grün dargestellt) zum Operationsgebiet.

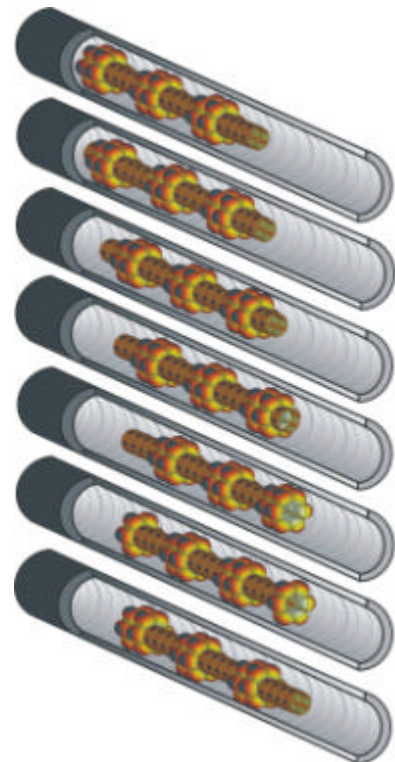


Abb. 2: Schematische Darstellung der Sonde und deren Fortbewegung, die auf FEM Simulationen der Verformung der einzelnen Wurmsegmente basiert.

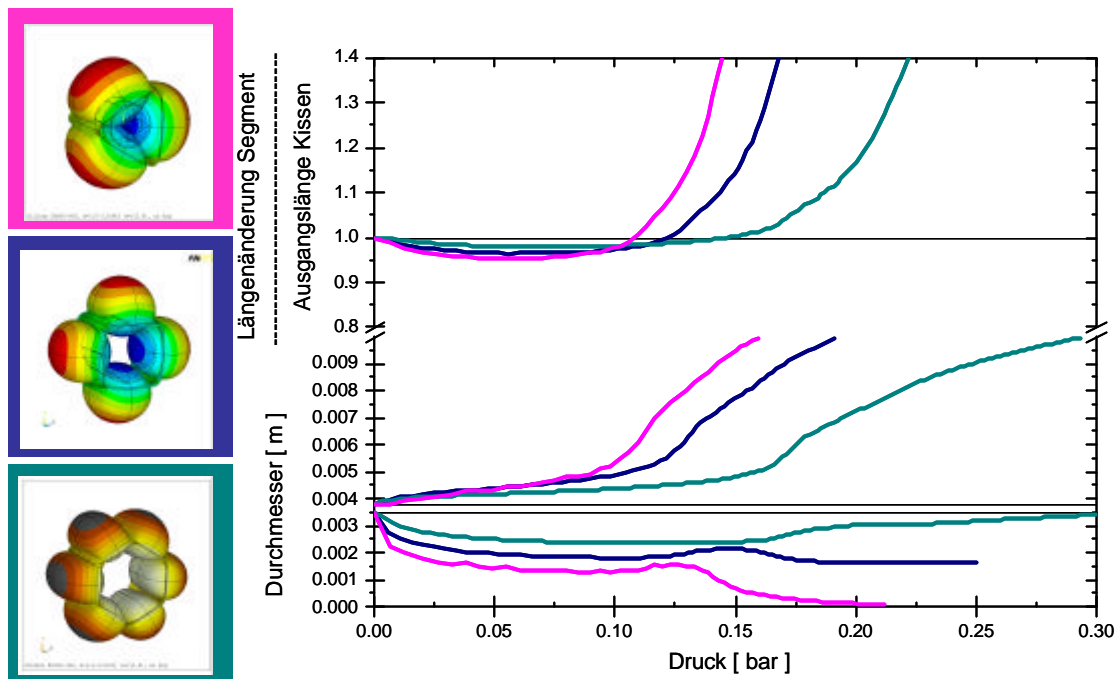


Abb. 3: Längen- sowie Innen- und Außendurchmesser Änderung eines Segmentes in Abhängigkeit vom angelegten Druck für Segmente mit 3,4, bzw. 6 Kissen.

einfachungen enthält, muss eine Kompromisslösung experimentell ermittelt werden.

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 mindestens 3 Kissen pro Segment benötigt.

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 gleichmäßiger Vorschub bei den gewünschten variablen Außendurchmesser erreicht werden. Abb. 3 zeigt die FEM Simulation der Verformung eines Segmentes und die Änderung der Segment Abmessungen in Abhängigkeit vom Druck. In den Simulationen wurde die Anzahl der Kissen pro Segment und das Aspektverhältnis der Kissen variiert. Für eine Richtungssteuerung sind mindestens 3 Kissen pro Segment nötig. Wie Abb. 3 zu entnehmen ist, ergibt sich dabei jedoch keine Verformung, die die in Kap. 2.1 genannten Anforderungen erfüllt. Hingegen führen 6 Kammern pro Segment zu akzeptablen Ergebnissen. Des Weiteren wurde begonnen die Zuleitungen, die die Kissen versorgen, in den Simulationen zu berücksichtigen und die umgebende Wandung durch Kontaktberechnungen zu berücksichtigen.

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 Herstellerangaben vor. Es zeigte sich, dass ein aus uniaxialen Zugversuchen gewonnenes Materialgesetz zu großen Fehlern beim Berechnen von biaxialen Zugbelastungen, das dem Aufblasen der Kissen entspricht, führen kann. Deshalb wurden biaxiale Zugversuche durchgeführt und das Materialgesetz simultan an die uni- und biaxialen Messergebnisse gefittet. Da die biaxialen Zugversuche sehr zeitintensiv sind, werden die Materialtests zum Ermitteln des Langzeitverhaltens des Silikons weiterhin uniaxial durchgeführt.

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. Dadurch können Silikonschichten mit einer bis auf 5% homogenen Dicke erzeugt werden. Jedoch muss die Reproduzierbarkeit der Schichten noch ver-

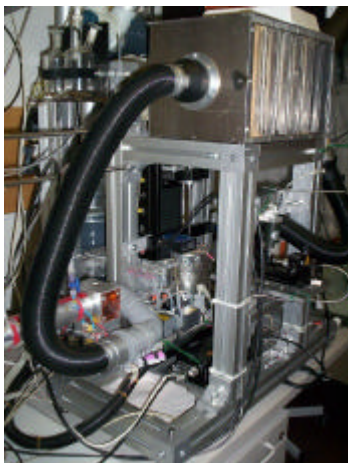


Abb. 6: Silikon-Anlage zur Herstellung der Sonde.

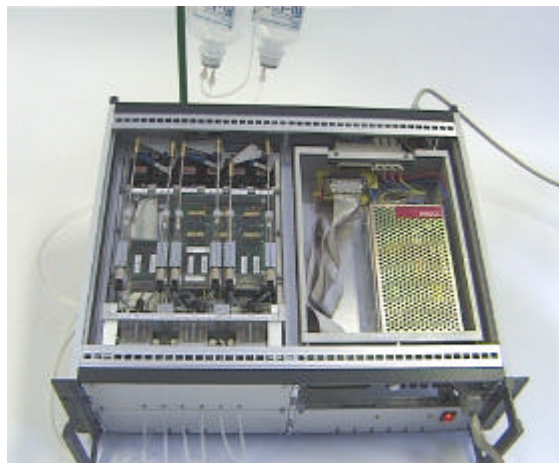


Abb. 7: Die Ansteuerung der Sonde



Abb. 8: Impedanzmessungen an biologischem Gewebe.

bessert werden. Durch Aufsprühen der Photolackschicht durch ein Airbrush- System werden geschlossene, homogene Schichten mit einer Dicke zwischen: 7 und 17 μ m und einer Streuung von 2 μ m erzeugt.

2.5 Ansteuerung der Sonde

Es zeigte sich in umfangreichen Tests, dass die für 6 Kanäle aufgebaute Ansteuerung alle Anforderungen erfüllt. Die Ansteuerung soll eine Sonde mit 6 Segmenten in einer fE und 6 Kissen pro Segment ansteuern können. Dies würde 36 Kanäle in der Ansteuerung und 36 Zuleitungen erfordern. Jedoch kann man bei dem in Abb. 2 dargestellten Segment auch immer 2 benachbarte Kissen synchron befüllen ohne die Richtungssteuerbarkeit zu verlieren. Deshalb wurde jetzt mit dem Aufbau einer Ansteuerung mit 18 Kanälen begonnen (Abb. 7).

2.6 Haptik

Der Messaufbau der mechanischen Impedanzmessung für die Haptik (Abb. 8) wurde an die hohe Anforderung, nichtlineares biologisches Gewebe zu messen, angepasst. Die breitbandige Anregung (2-150Hz) wird durch einen kraftgeregelten Tauschspulenaktuator realisiert. Mit der Modellierung von biologischen Gewebe durch Maxwell-, Voigt- und Standard- Modell wurde begonnen.

3 Veröffentlichungen

3.1 Publikationen

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.

3.2 Vorträge

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.

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

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

Meier P., Dietrich J., Oberthür S., Preuß R., Voges D., PADeMIS -Peristaltically actuated device for minimal invasive surgery, Brown Bag Lecture, AI-Lab, University of Zuerich, 22.10.2003.