



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

Zusammenfassung

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 (Zeidis and Zimmermann, 2000, Zimmermann et. al., 2000, Riemer, 2001). Jetzt soll ein für den speziellen Anwendungsfall geeigneter Sondentyp ausgewählt werden und die Technologie zur Miniaturisierung der Sonde entwickelt werden. Deshalb werden in den ersten Arbeiten die Umgebungsbedingungen im Wirbelkanal untersucht und, um realistische Testbedingungen für die Sonde zu schaffen, ein künstlicher Wirbelkanal nach Literaturdaten aufgebaut und durch Messungen an Schweinen die Widerstandskräfte des Fettgewebes im Wirbelkanal ermittelt. Außerdem wurde eine 3D- Silikon- Prototyping- Anlage zur Herstellung der Sonde entworfen. In der Arbeit von H. Kunz (Kunz, 2001) wurde gezeigt, dass die Segmente volumengesteuert und nicht druckgesteuert betrieben werden müssen. Deshalb wurde eine hydraulische Ansteuerung konstruiert. Bei den bisherigen Makromodellen werden die Segmente von einzelnen Zuleitungsschläuchen separat angesteuert. Dies ist aus räumlichen Gründen bei der jetzt zu entwickelnden Sonde nicht mehr möglich. In Simulationen zeigte sich, dass bei geschickter Dimensionierung der Segmente ein periodisches Befüllen mit nur 2 Zuleitungen möglich ist. In nächster Zukunft erfolgt der Aufbau der entwickelten Technologie in dem neu eingerichteten Labor der Nachwuchsforschergruppe. Anschließend kann mit der Herstellung erster kleiner Prototypen begonnen werden.

1 Einleitung

1.1 Problemstellung

Seit Januar 2001 wird in Zusammenarbeit mit Chefarzt Dr. Böhm vom Rhönklinikum Bad Berka eine Sonde für die Wirbelsäulenchirurgie entwickelt. Diese Sonde soll sich aktiv - nach dem Vorbild der Regenwurmlokomotion - im Wirbelkanal in dem Fettgewebe zwischen Wirbelkörper und Durahülle vorwärtsbewegen (siehe Abb.: 1) und dabei einen Arbeitskanal für den weiteren

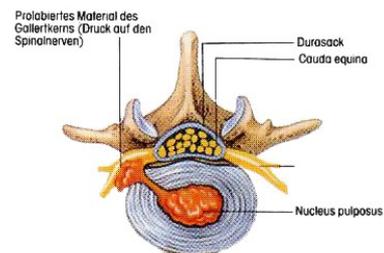
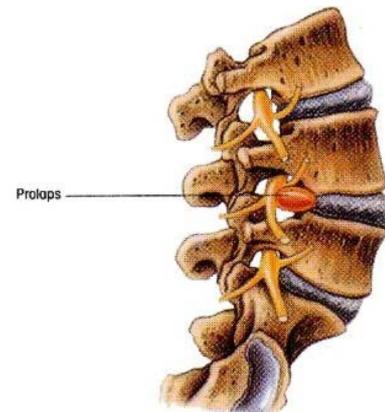


Abb. 1: Ausschnitt der Wirbelsäule mit Bandscheibenvorfall aus (Rüdiger, 1991).

chirurgischen Eingriff legen. Dadurch 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.

Folgende Bedingungen muss die Sonde erfüllen:

- Die Sonde muss vollständig aus nachgiebigem Material bestehen, um die Dura, die Cauda equina, bzw. das Rückenmark und die abgehenden Nervenbahnen nicht zu beschädigen. Das Material sollte bereits für medizinische Anwendungen zugelassen sein.
- Die Sonde sollte in der Lage sein sich vorwärts und rückwärts zu bewegen, um eine höhere Flexibilität während der Operation zu ermöglichen.
- Der Vortrieb der Sonde muss so groß sein, dass sie in der Lage ist das sich im Wirbelkanal befindende Fettgewebe zu durchdringen und einen Arbeitskanal hinter sich herzuziehen.
- Der Außendurchmesser der Sonde muss variiert werden können, um sich den verschiedenen Durchmessern im Wirbelkanal anzupassen zu können.
- Wenn die Sonde am Einsatzort angekommen ist, muss durch einen Hohlraum im Inneren der Sonde das Operationswerkzeug vorgeschoben werden können, d.h. ein freier Arbeitskanal muss im Inneren der Sonde verbleiben.

Deshalb konzentrierten sich die ersten Arbeiten auf die vorhandenen Bedingungen im Wirbelkanal, den Aufbau eines Versuchskanals und die Entwicklung der Technologie zur Herstellung einer Sonde mit einem Außendurchmesser von ca. 4 Millimetern und einem inneren Arbeitskanal von ca. 2.5 mm.

1.2 Bemerkungen zur personellen Situation

Das erste Jahr der Nachwuchsgruppe wurde von einigen personellen Wechseln geprägt. So verließen Herr Dr. D. Riemer und Herr Dipl. Ing. H. Kunz die Arbeitsgruppe im Sommer 2001. Für die Technikerstelle konnte Herr Dipl. Ing. S. Oberthür im Sommer 2001 gewonnen werden.

Die Doktorandenstellen sind seit Herbst 2001 mit Herrn Dipl. Ing. J. Dietrich und Frau Dipl. Biol. D. Voges besetzt. Die Entwicklung der Haptik der Sonde, die vor allem von Herrn Dipl. Ing. J. Dietrich und Frau Dipl. Biol. D. Voges vorangetrieben werden sollen, begannen deshalb erst im Herbst des Jahres.

2 Ergebnisse und Entwicklungen

An der TU Ilmenau wurde bereits im Rahmen des Innovationskollegs „Bewegungssysteme“ die Wurm- Lokomotion untersucht. Die dabei entwickelten Prototypen bewegen sich bisher alle an der Luft vorwärts. Im aktuellen Projekt soll jedoch eine Sonde für Einsatz in der minimal- invasiven Wirbelsäulenchirurgie entwickelt werden.

2.1 Untersuchung des Wirbelkanals

Die jetzt zu entwickelnde Sonde soll sich im Epiduralraum zwischen der Dura mater spinalis (harte Rückenmarkshaut) und den Wirbelkörpern vorwärts bewegen. Deshalb werden Untersuchungen zu den lokalen Bedingungen im Wirbelkanal durchgeführt und ein entsprechender Versuchskanal für die Sonde aufgebaut.

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 bis zum 1. bzw.

2. Lendenwirbel erstreckt. Dort verjüngt sich das Rückenmark zur Cauda equina, ein Nervenfaserbündel. Die Sonde, die sich bei ihrer Vorwärtsbewegung im Wirbelkanal am Wirbelkörper und am Durasack abstützen muss, durchdringt dabei das Fettgewebe und muss Blutgefäße und vom Rückenmark, bzw. der Cauda equina abgehende Nervenwurzeln umgehen (vgl. Abb. 2). Dabei ist es vor allem interessant wie

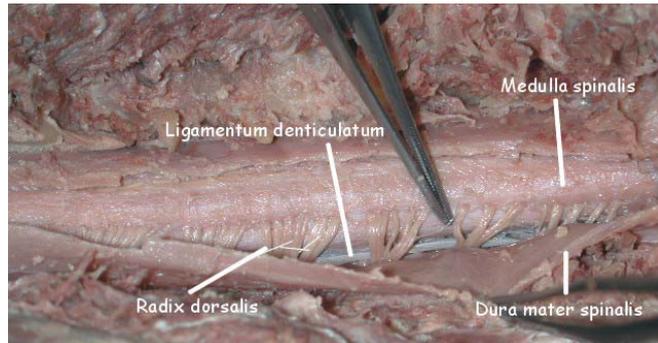


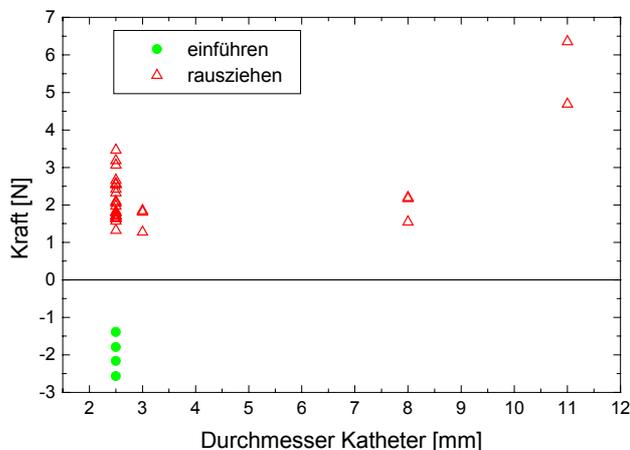
Abb. 2: Rückenmark und eröffnete Durahülle des Menschen.

variabel die Geometrie des Wirbelkanals, die Lage der Blutgefäße und die Abgänge der Nerven sein können. Die Durchmesser des Wirbelkanals variieren dabei zwischen ca. 4 mm am Kreuzbein und bis zu 23 mm in Höhe der Brustwirbel (Panjabi et. al., 1991, Witte et. al., 1997). Der Durchmesser des Durasacks beträgt 8-12 mm, d.h. der Arbeitsraum der Sonde hat einen Durchmesser, der von 4 mm bis 15mm variieren kann.

Das empfindlichste Widerlager für die Lokomotion der Sonde stellt der Durasack dar. Die Dura mater spinalis besteht aus einer ca. zwei Millimeter dicken Schicht aus gekreuzten Kollagenfasern. Der Innendruck beträgt bis zu 20 Pa beim liegenden Menschen (Ommaya, 1968). Einen wesentlich größeren Druck sollte die Sonde auch nicht auf die Dura ausüben.

2.1.2 Messungen am Schwein

Die Sonde muss genügend Vortrieb entwickeln können, um das Fettgewebe, das sich im Wirbelkanal befindet, durchdringen zu können. Um die benötigten Kräfte abzuschätzen zu können, wurden in situ Messungen an kurz vorher euthanisierten Schweinen durchgeführt. Ein Fogarty- Katheter wurde zwischen den Lendenwirbeln L4 und L5 in den Wirbelkanal eingeführt und Richtung Kopf geschoben. Der Fogarty- Katheter wurde mit verschiedenen Wasservolumina gefüllt und wieder herausgezogen. Die dabei auftretenden Kräfte wurden mit einem Kraftsensoren gemessen (vgl. Abb. 3). Aus diesen Messungen ergibt sich, dass für den reinen Vortrieb der Sonde eine Kraft von ca. 2N nötig sein wird. Zusätzlich muss die Kraft, die die Sonde benötigt, um den Arbeitskanal hinter sich her zu ziehen, berücksichtigt werden.



Biologisches Vorbild	Abgeleitetes Bewegungsprinzip	Vorwärtsbewegung durch
Schlange	schlängeln	Abstoßen an Unebenheiten des Untergrundes.
	Seitenwinden	Abheben von Teilen des Körpers.
Wurm	Inch-Wurm	Klemm- und Strecksegmente.
		Unterschied zwischen Haftreibung und Gleitreibung. richtungsabhängige Reibung.
	peristaltisch	periodische Ansteuerung gleichartiger Segmente.
Schnecke	kriechen	thixotropen, viskosen Schleim.

Tab. 1: Verschiedene Möglichkeiten der apedalen Lokomotion.

2.1.3 Aufbau eines Versuchskanals

Um die Sonde unter realistischen Bedingungen testen zu können, wurde ein Versuchskanal aufgebaut. Als Grundlage des Versuchskanal wurde ein Wirbelsäulenmodell der Firma Rüdiger- Anatomie verwendet. Die Maße dieses Modell wurden mit Literaturdaten (Panjabi et. al., 1991, Panjabi et. al., 1991, Kumar et. al., 2000) verglichen und es zeigte sich, dass die Abweichungen kleiner als 2 Prozent waren. 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 worden. Dadurch kann der Druckanstieg innerhalb des Durasacks, der durch die Lokomotion der Sonde entsteht, gemessen werden. Der Wirbelkanal ist in Abb. 4 dargestellt.

2.2 Entwicklung einer Sonde

Die Sonde sollte in der Lage sein sich in einem mit Fettgewebe gefüllten Kanal mit einem zwischen 4 und 15 Millimetern variierenden Durchmesser vorwärts zu bewegen. Daraus folgt, dass das Material für die Sonde nicht nur nachgiebig sein muss, um das umgebende Gewebe nicht zu verletzen, sondern es sollte auch große Dehnungen erlauben.

Es wird angestrebt das Design der Sonde in einem CAD Programm zu entwerfen, mit der Finiten Elemente Methode (FEM) dann die Verformung der Struktur zu überprüfen und, falls diese den Anforderungen entspricht, die Sonde in der 3D- Silikon- Prototyping- Anlage herzustellen.

2.2.1 Sonden- Design

Die Sonde soll sich apedal in einem Kanal vorwärts bewegen. In Tabelle 1 sind die verschiedenen Möglichkeiten dies umzusetzen aufgeführt. Die Wurm- Lokomotion scheint am besten geeignet für die Fortbewegung in einem Kanal geeignet. Die peristaltische Bewegung d.h. die periodische Ansteuerung der einzelnen Segmenten ist dabei für eine Sonde der angestrebten Größe die technische am einfachsten umzusetzende Möglichkeit. Außerdem soll die Operation mit der Sonde in einem offenen Magnetresonanz Tomographen (MRT) durchgeführt werden, d.h. die Sonde darf keine Materialien mit einer magnetischen Suszeptibilität $\chi > 10^{-2}$ enthalten. Zusätzlich soll im Inneren der Sonde ein Arbeitskanal für die Operationswerkzeuge verbleiben.

Diese Anforderungen erfüllt die in Abb. 5 dargestellte Struktur. Zum Funktionsnachweis dieser Struktur wurde das in Abb. 6 dargestellte Makromodell aufgebaut. Diese Sonde ist aus einzelnen, miteinander verklebten Silikonringen aufgebaut. Ein einzelner Ring ist in Abb. 7

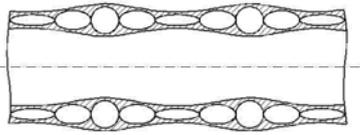


Abb.5: Schematische Darstellung einer peristaltischen Sonde (Zimmermann et. al., 2000).



Abb. 6: Makromodell einer Silikonsonde zur Ertestung des Bewegungsprinzips

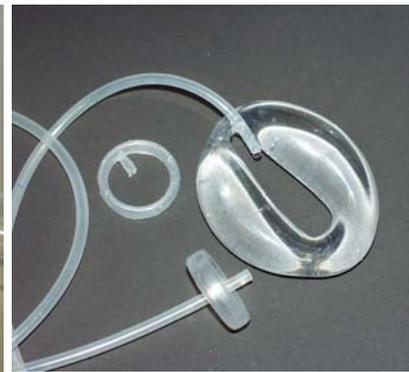


Abb.7: Vergleich unverformter und gedehnter Silikonring.

dargestellt. Bei der Verformung dieser Ringe zeigt sich sowohl in der Simulation als auch im Experiment (vgl. Abb. 8 und Abb. 9), dass die Struktur dazu neigt unter Belastung nach innen auszuknicken. Um dies zu verhindern und um die Sonde steuerbar zu gestalten, wird angestrebt, die ringförmig-geschlossene Struktur der Segmente so zu verändern, dass pro Segment mehrere, getrennte Kammern in der Außenhülle zur Bewegungserzeugung zur Verfügung stehen. Deshalb soll die Sonde aus einzelnen dünnen Silikonschichten, die entsprechende, hohle Kammern enthalten, aufgebaut werden (siehe 2.2.3).

2.2.2 Sondenmaterial

Angesichts der benötigten großen Verformungen und Dehnungen bietet sich als Sondenmaterial ein Elastomer an. Abb.7 zeigt einen unverformten und einen gedehnten Silikonring. Offensichtlich erlaubt das Silikon den Umfang des Ringes im aufgeblasenen Zustand gegenüber dem unbelasteten Zustand um einen Faktor 3-4 zu vergrößern.

Außerdem sollte das Material bereits eine Medizinzulassung aufweisen. Diese Kriterien erfüllen die Silikone MED-49xx von der Firma Nusil (Vertrieb Polytec GmbH)- xx bezeichnet hier die Shore Härte des Silikons.

Um realistische FEM Simulationen der Verformung der Struktur durchführen zu können, ist eine Kenntnis des Materialgesetzes erforderlich. Über die Herstellung dünner homogenen Silikonschichten ist bisher sehr wenig bekannt. Deshalb werden Studien zur Herstellung und zu den Vernetzungsbedingungen dünner Silikonschichten durchgeführt. Von diesen Schichten wird das Materialgesetz bestimmt.

2.2.3 Technologie zur Herstellung

Das in Abb. 6 dargestellte Makromodellen wurde aus einzelnen Silikonringen aufgebaut. Für jeden dieser Silikonringe wird ein Kern aus Wachs gegossen und dieser mehrfach in Silikon



Abb. 8: Verformung eines Silikonringes.

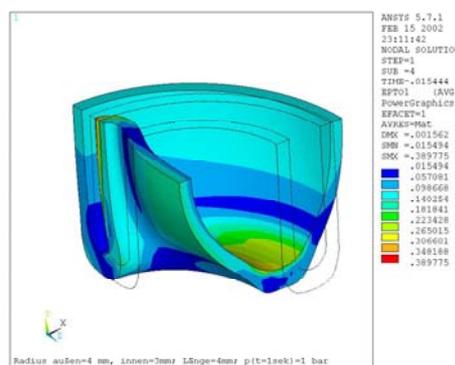


Abb. 9: Simulation eines Silikonringes.



Abb. 10: Herstellung von Silikonringen.

getaucht. Nach der Vernetzung des Silikons wird der Wachskörper mit Säure aufgelöst (siehe Abb. 10) (Zimmermann et. al., 2001). Dieses Verfahren funktioniert für Strukturen im Zentimeterbereich, ist jedoch nicht für die Herstellung der miniaturisierten Sonde (\varnothing 4mm) anwendbar. Ursprünglich sollte eine kommerzielle Rapid- Prototyping- Anlage für den Einsatz mit Silikon umgebaut werden. Dieses Vorhaben ist jedoch mit einem vertretbaren technischen Aufwand nicht möglich. Infolgedessen wurde eine 3D-Silikon-Prototyping- Anlage entworfen, die es ermöglicht, einzelne Silikonschichten auf einer Walze abzuschneiden, ein Trennmaterail aufzubringen, dieses zu strukturieren und darüber weitere Silikonschichten aufzutragen. Auf diese Weise kann eine Silikonstruktur mit integrierten Hohlkammern aufgebaut werden. Mit dem Aufbau dieser Anlage wurde begonnen.

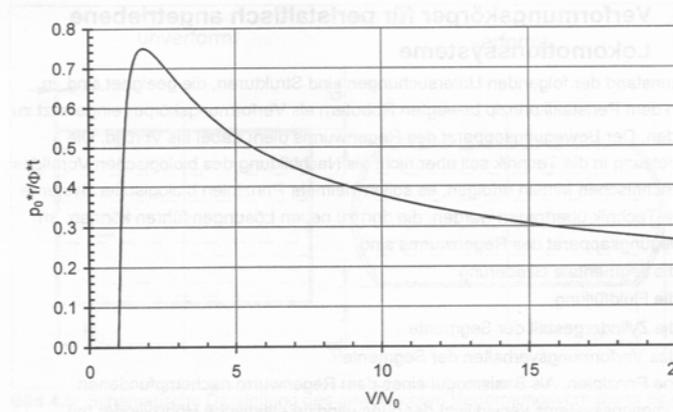


Abb. 11: Druck- Volumen- Kennlinie eines Zylinders aus Latexmaterial.

2.2.4 Ansteuerung der Sonde

Das in Abb. 6 dargestellte Makromodell wird pneumatisch und über den Druck gesteuert betrieben. Aus folgenden Gründen sollte die Sonde hydraulisch (Fluid: physiologische Kochsalzlösung) und über das Volumen gesteuert betrieben werden:

- Bei Auftreten einer Undichtheit eines Segments während der Operation würde nur eine kleine Menge physiologischer Kochsalzlösung und nicht Luft unter hohem Druck in den Epiduralraum eintreten.
- Im MRT wird eine mit Wasser gefüllte Sonde besser abgebildet wie eine mit Luft gefüllte Struktur.
- Die Druck- Volumen- Kennlinien eines aufgeblasenen Zylinders verläuft nicht streng monoton d. h. für einen von außen angelegten Druck sind mehrere zugehörige

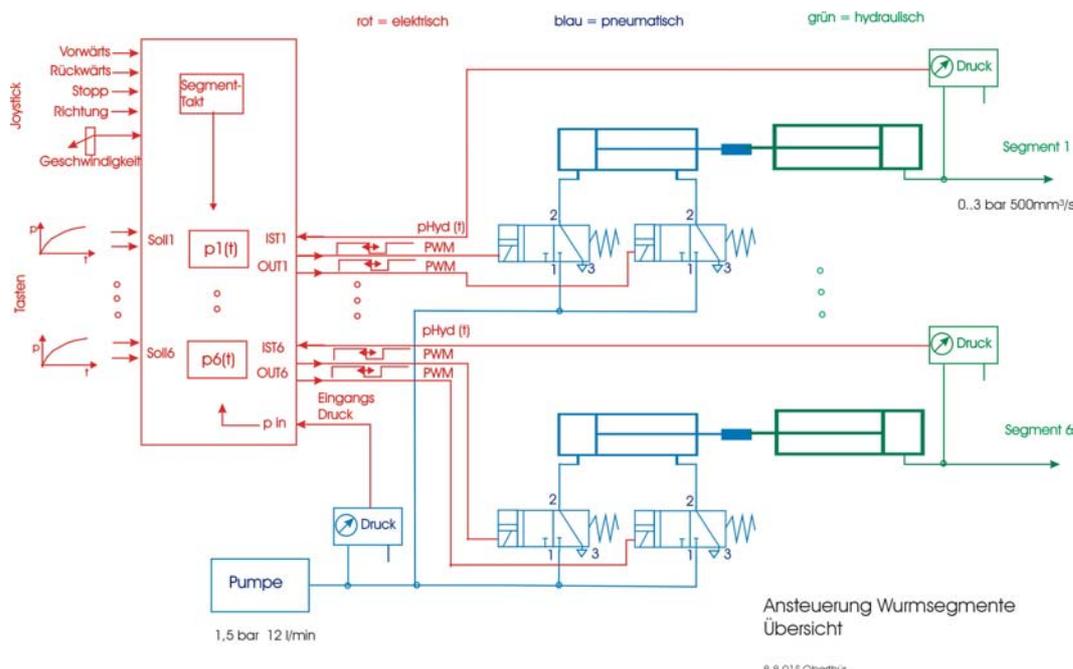


Abb. 12: Hydraulische Ansteuerung von mehreren Silikonkammern.

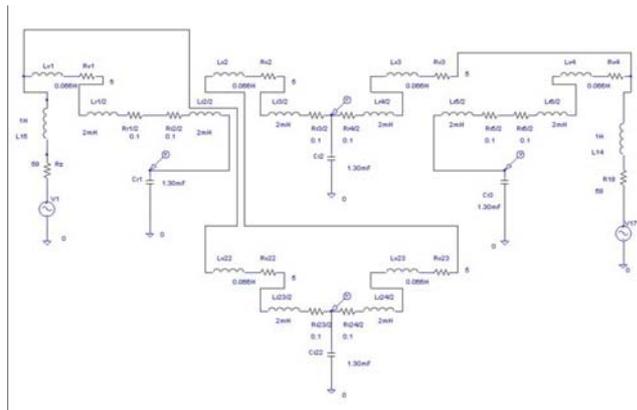


Abb. 13a: Ersatzschaltbild zur Minimierung der Zuleitungen.

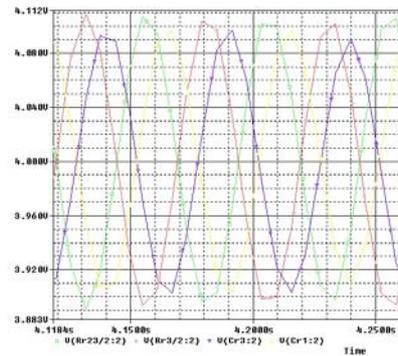


Abb. 13b: Zeit- Druckverlauf beim Befüllen von mehreren Segmenten mit einer Zu- und einer Ableitung.

Volumina des Ringes möglich (vgl. Abb. 11 (Kunz, 2001)).

Deshalb wird eine hydraulische Ansteuerung für die Sonde aufgebaut (Entwurf siehe Abb. 12).

2.2.5 Minimierung der Anzahl der Zuleitungen

Bisher wird jedes Segment der Sonde separat durch eine Zuleitung angesteuert. Für eine längere Wurmstruktur mit vielen Segmenten ist dies jedoch aus Platzgründen nicht möglich. Deshalb muss die Anzahl der Zuleitungen reduziert werden. Für eine Struktur mit 4 Segmenten konnte bisher gezeigt werden, dass bei geeigneter Wahl der Dimensionen der Zuleitungen, der Verbindung zwischen den Segmenten, sowie der Segmentgröße und mit geeigneter Ansteuerung nur eine Zu- und eine Ableitung nötig sind. Abb. 13 zeigt das Ersatzschaltbild der Struktur und die daraus resultierende, zeitlich- verzögerte Befüllung der Segmente.

2.3 Haptik

Die Sonde soll mit einer Haptik ausgestattet werden, die es ermöglicht eine dreidimensionale Informationen 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. Durch Impedanzmessungen sollen die verschiedenen Gewebe im Tierexperiment untersucht und mechanische Modelle für verschiedene Gewebe erstellt werden. Um Tiefeninformationen über das Gewebe zu ermitteln, sollen die Modelle seriell und parallel gekoppelt werden.

3 Referenzen

- Kumar, N., *et al.*; Anatomy of deer spine and its comparison to the human spine. The Anatomical Record 260: 189-203; 2000.
- Kunz, H.; Peristaltische Lokomotion - Modellbildung und technische Applikation. Doktorarbeit, TU Ilmenau, 2001.
- Ommaya, A.K.; Journal of Biomechanics 1: 127-138; 1968.
- Panjabi, M.M., *et al.*; Cervical human vertebrae. Spine 16(8): 861-869; 1991.
- Panjabi, M.M., *et al.*; Thoracic human vertebrae. Spine 16: 888-901; 1991.
- Riemer, D.; Linearantrieb nach biologischem Vorbild; Deutsches Patentamt München, 15.2.2001, DE 19950271, 2001.
- Die Wirbelsäule, Rüdiger- Anatomie GmbH, 1991

- Witte, H., *et al.*; Epiduroskopie mit Zugang über den Sakralkanal. Biomedizinische Technik Band 42 1-2/1997: 24-29; 1997.
- Zeidis, I. and K. Zimmermann; Ein mathematisches Modell für die peristaltische Bewegung als Grundlage für das Design wurmartiger Mikroroboter. Technische Mechanik 20(1): 73-80; 2000.
- Zimmermann, K., V. Lysenko, and R. Preuß; Fluidischer, peristaltischer Antrieb; 29.05.2000, DE 100 27 447 A 1, 2000.
- Zimmermann, K., M. Stubenrauch, and R. Preuß; Verfahren zur Herstellung von komplex-strukturierten, vorzugsweise nachgiebigen Hohlkörpern; zum Patent angemeldet beim Deutschen Patentamt München, 12.07.2001, 101 22 106.1, 2001.