2. TAGUNG
FEINWERKTECHNISCHE
KONSTRUKTIONEN

DRESDEN 2008

ENTWICKLUNG NEUARTIGER FLIUDISCHER AKTOREN NACH BIOLOGISCHEM VORBILD

Univ. Doz. Dr.-Ing. Antal Huba
Technische und Wirtschaftswissenschaftliche Universität Budapest
Lehrstuhl für Mechatronik, Optik und Informatik im Maschinenbau

Inhalt

EINFÜHRUNG

SILICONGUMMI ALS KONSTRUKTIONSMATERIAL?

SONDE NACH BIOLOGISCHEM PRINZIP
- Bewegungsform „bionisch"
- FEM Modellierung des Aktuators
- Simulation und Kontrolle der mechanischen Stabilität

HOCHELASTISCHER ROBOTERGREIFER

EINIGE WEITERE BEISPIELE (falls noch Zeit wäre)

KONKLUSIONEN

Einführung

- Silicongummi bietet aufgrund seiner speziellen mechanischen, elektrischen, optischen und biochemischen Eigenschaften neue Perspektiven für die feinwerktechnischen Konstruktionen- einschließlich Sensortechnik - und für die Medizintechnik.
- Der Lehrstuhl für Mechatronik, Optik und Informatik im Maschinenbau (gegründet in 1957 als Lst für Feinwerktechnik) der TU Budapest entwickelt seit mehreren Jahren zusammen mit Partnerinstituten der Semmelweis Universität für Medizin spezielle Instrumente aus Silicongummi für medizintechnische Anwendungen.
- Dieser Vortrag bietet Einblick auf zwei Anwendungsgebiete

Anwendungen von Silikonen in der Feinwerktechnik und in der Medizintechnik

Herkömmliche Anwendungen in der Feinwerktechnik:

- **Untergeordnete oder ergänzende Rolle, als Kleb-und Füllstoff**
- **Trägermateriel für Farben,**
- **Elektrische Isolierungen (Luft-u. Raumfahrt) und Isolierlacke**
- **Elastische Kontaktplatten (Inselartig mit Rußpartikeln dotierter, leitender Silikongummi)**
- **Schmierstoffe (Öle und Fette)**

Anwendungen in der Medizintechnik Stand 2008:

- **Rohrleitungen und Ventile**
- **Provisorischer Hautersatz, Operationshilfsmittel**
- **Fingergelenke**
- **Prothesen**
- **Künstliche Sphincter**

Besondere Eigenschaften

Eigenschaften, die das Material für spezielle Konstruktionszwecke vorteilhaft anwendbar machen:

- **Breiter thermischer Arbeitsbereich**
- **Biologische Indifferenz und Transparenz**
- **Chemische Beständigkeit**
- **Elektrische Isolation oder gezielter Widerstand**
- **Optische Eigenschaften**
- **Variabilität der mechanischen Eigenschaften**

DIE MECHANISCHEN EIGENSCHAFTEN

sind für die Konstruktionstechnik die wichtigsten Kenngrößen.

Zug, Druck-und Schär-festigkeit Statisches Elastizits-modul	Haftfähigkeit zu/an verschidenen Materialien und mit unterschiedlicher Oberflächen-beschaffung	Temperatur- und Frequenz abhängiges dynamisches Elastizitäts-modul	Bruch- und Dehnfestigkeit bei Wechselbean-spruchungen	Riß-fort-pflanz-ung

Fragen,

die durch unsere Forschung beantwortet wurden:

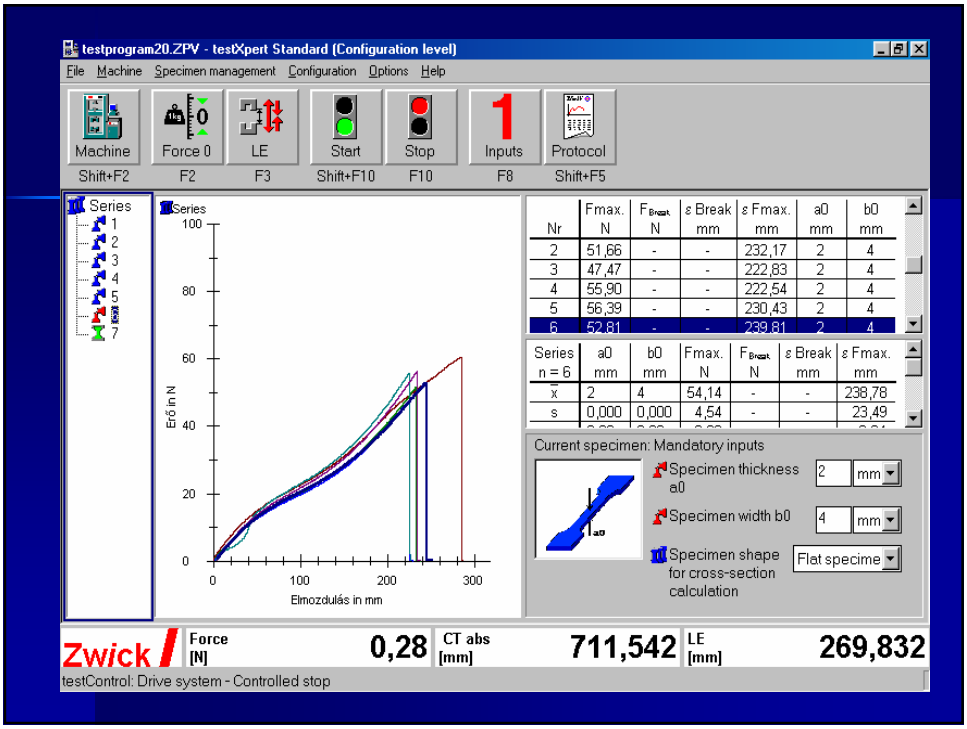
1. Dehnungs-Spannungsanalyse
   - Zugversuche an mehr als 400 Silicon-Probekörper unterschiedlicher Hersteller, Zusammensetzung und Sh-Härte. Ermittlung des dynamischen Materialmodells für die FEM-Analysen
   - Ist der Zusammenhang zwischen der Härte des Materials und des Verlaufes des Spannungs-Diagrammes nachweisbar?
   - Nichtlineares Materialmodell (Kriechen, Relaxation)
   - Einfluss der Technologie (Preßverfahren – Gießen) auf die mechanischen Eigenschaften
2. DMA Analyse

   Temperaturbereich -160 °C és +70 °C und Frequenzbereich 0 – 50 Hz. Wie verhält sich das Material dynamisch?
3. Ist der allgemein verwendete Zusammenhang von Williams-Landel-Ferry für viskoelastische Polymere auch bei Silikongummi gültig?

HAUPTURSACHE

DER UNTERSUCHUNGEN DER MECHANISCHEN MATERIALEIGENSCHAFTEN:

- **VIELFALT DER MATERIALEIGENSCHAFTEN**
- **HOHE WERKZEUGKOSTEN**
- **SIMULATION DER BEWEGUNGEN**
- **SIMULATION DER FESTIGKEIT**



Testeinrichtung Z005 im Lehrstuhl für Polymertechnik an der TUB

Instrumente zur Herstellung von Silikongummi-Produkten im Lehrstuhl für Mechatronik, Optik und Gerätetechnik an der TUB

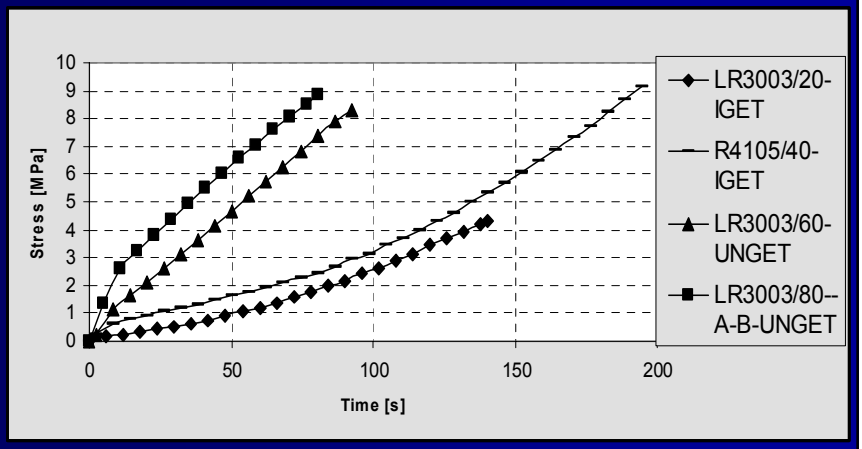
Presse mit motorischem Antrieb und mit Temperaturregelung.

Elektrischer Vulkanisationsofen

Ergebnisse der Spannung -Dehnungsanalyse

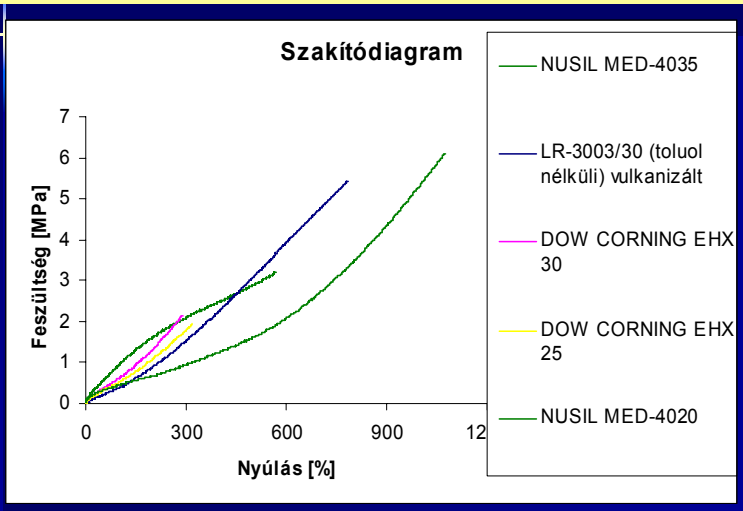
Zusammenfassendes Diagramm der untersuchten Silikone

WACKER - PRESSVULKANISIERT



Dehnung – Spannung Diagramme

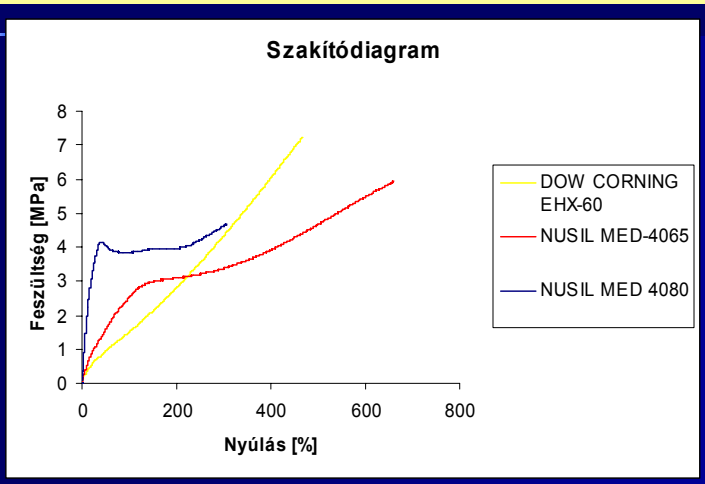
„weicher" (unter Sh 35) Silikone von drei Produzenten WACKER, NUSIL, DOW CORNING



Die Inflexion der Kurve ist bei jedem Typ zu beobachten

Dehnung – Spannung Diagramme

„härterer" (Sh 60, 65 und 80) Silikone von zwei Produzenten NUSIL, DOW CORNING



Bei den Typen NUSIL MED-65 és 80 ist der konkave Verlauf nicht zu sehen

Technologien und Konstruktion

Formgebung direkt:

Druck + Wärme → **Äußerer und innerer Werkzeug**
- **Pressvulkanisierung**
- **Extrudierung**
- **Spritzgussverfahren**

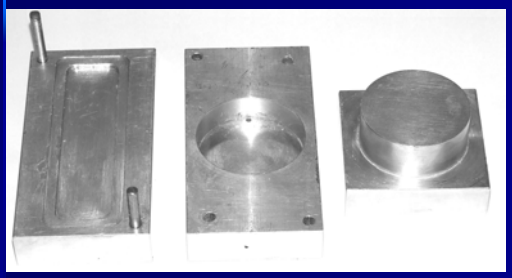
Tauchverfahren → **Kern-Werkzeug**

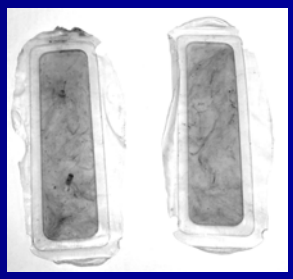
Strukturierung für Konstruktionszwecke:

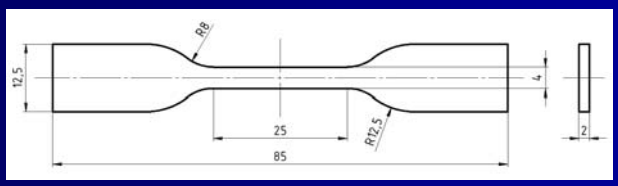
- **Faserverstärkung**
- **UV-Bestrahlung**
- **Geometrische Anisotropie**

Vergleich der Technologien

Vorbereitung der Probekörper
(Multifunktionales Werkzeug: Pressvulkanisation und Gießen)



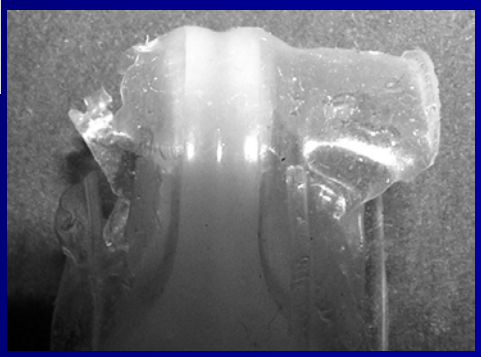




Gießverfahren:

- Schichtweise anwachsen
- Fertig-Gießen

Ein interessanter Versuch…

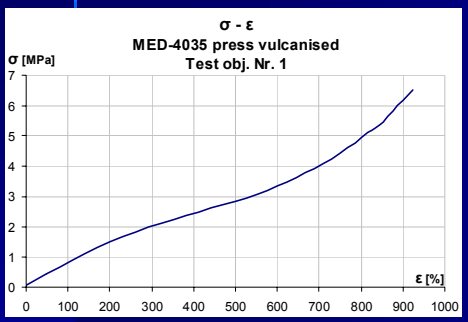


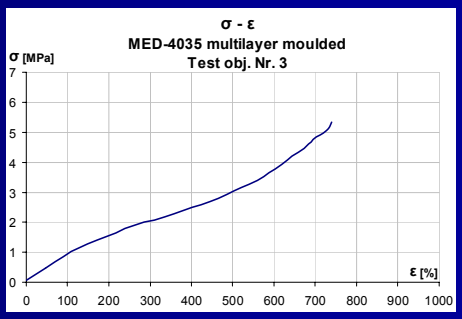
FAZIT:

„Fertig-Gießen"

nicht möglich

Die Ergebnisse der Zugversuche sind unerwartet…





Folgerungen auf Grund der bisherigen Untersuchungen für die Ersetzbarkeit der Produkte

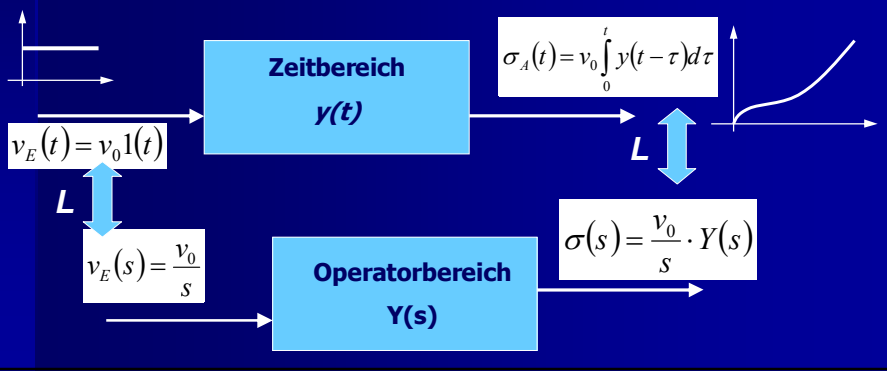
1. Die „weichen" Silikone (unter Sh 40) Wacker, Nusil und DowCorning zeigen ähnliche mechanische Eigenschaften

2. Bei den „härteren" Silikonen konnte das ähnliche Verhalten nur im Bereich der kleinen Formänderungen nachgewiesen werden. Unter Umständen können die medizinischen Nusil Silikone über Sh 50 für Versuchszwecke nicht mit einfachen „Industrie"-Silikonen ersetzt werden.

Ermittlung des dynamisches Materialmodells

Unser neues Verfahren basierend auf Informationstechnik:

Anwendung der Netzwerktheorie zum Auffinden eines universellen dynamischen Modells



Laplace-Transformierte der Dehnungskurve als Systemantwort (Ausgang)

Mittelwert der Zeitfunktionen der Dehnungsversuche:

$$\sigma(t) = 0.9321\left(1 - e^{-0.1144t}\right) + 0.0002447t^2 \quad [\text{MPa}]$$

(Matematica 3.0)

Laplace-Transformierte Form:

$$\sigma(s) = \frac{0.00005598 + 0.0004894s + 010664s^2}{s^3(0.1144 + s)} = \frac{b_0 + b_1 s + b_2 s^2}{s^3(\sigma_0 + s)}$$

Übertragungsfunktion des berechneten Admittanz-Netzwerkes:

$$G^*(s) = A_0 \cdot Y(s) = A_0 \cdot L\{\sigma(t)\} \cdot \frac{s}{v_0} = \frac{A_0}{v_0} \cdot \frac{b_0 + b_1 s + b_2 s^2}{s^2(\sigma_0 + s)}$$

Schaltungsentwurf mit Partialbruchzerlegung

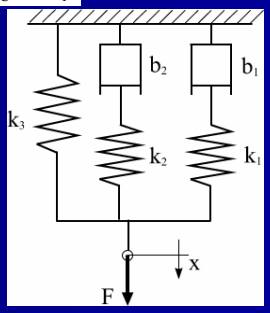
$\sigma_1 = 0$ Ein trivialer Wurzel „zu viel" wird ersetzt: $\sigma_1 = -0.002667$

$$G(s) = \frac{A_0}{v_0}\frac{b_0 + b_1 s + b_2 s^2}{s(\sigma_1 + s)(\sigma_0 + s)} = \frac{A_0}{v_0}\frac{0.00005598 + 0.0004894 s + 0.10664 s^2}{s(0.002667 + s)(0.1144 + s)}$$

$$G(s) = \frac{A}{s} + \frac{B}{s+\sigma_0} + \frac{C}{s+\sigma_1} = \frac{k_A}{s} + \frac{1}{\frac{s}{k_B} + \frac{1}{b_0}} + \frac{1}{\frac{s}{k_C} + \frac{1}{b_1}}$$

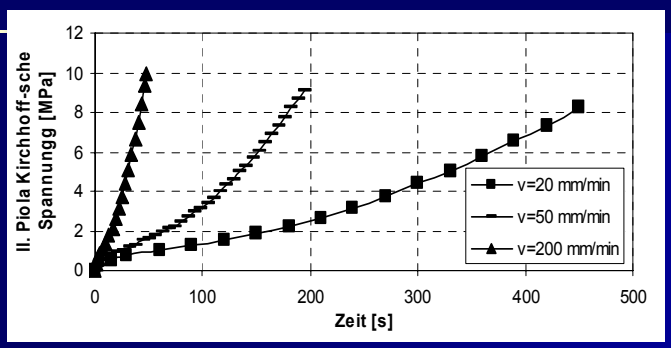
Eine mögliche Variante:

$k_1 = 1.1267$	[N/mm]
$k_2 = -1.9201$	[N/mm]
$k_3 = 1.8937$	[N/mm]
$b_1 = 9.8490$	[Ns/mm]
$b_2 = -720.01$	[Ns/mm]



Nichtlineares Materialmodell

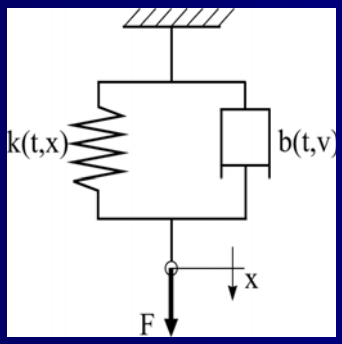
TYPISCHE EIGENSCHAFTEN DER KUNSTSTOFFE: KRIECHEN UND RELAXATION



Die Dämpfungskonstante ist eine explizite Funktion der Ziehgeschwindigkeit und der Zeit: /b(v,t)/

Die Federsteifigkeit ist eine explizite Funktion der Dehnung und der Zeit: /k(x,t)/

Allgemeines, nicht autonomes, dynamisches Modell



Gleichung bei Gleichgewicht:

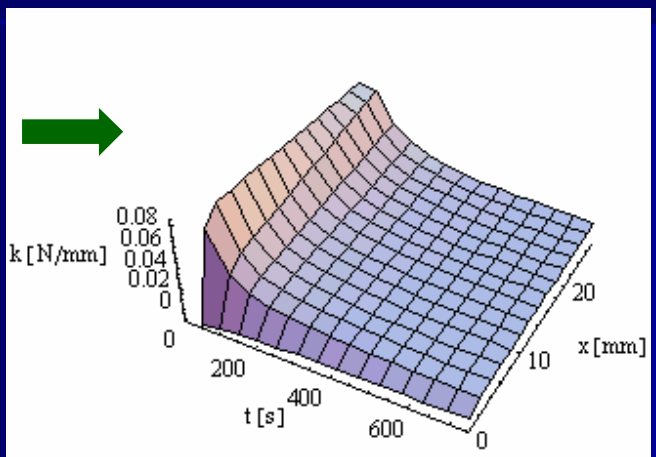
$$F(t)=k(t,x)\cdot x(t)+b(t,v)\cdot v(t)$$

Nichtlineares Kelvin-Voigt Modell

Ergebnisse der Versuche für Spannungsrelaxation

$$k(t,x)=\frac{F(t,x)}{x(t)}$$

Nichtlineare Federsteifigkeit wird zuerst bestimmt bei v(t)=0



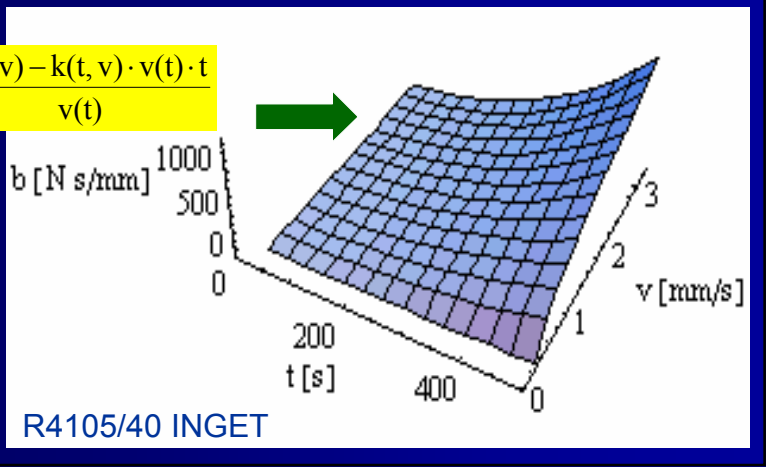
R4105/40 INGET

Ergebnisse der Zugversuche

Erregungsfunktion der Versuche: v(t) = konstant

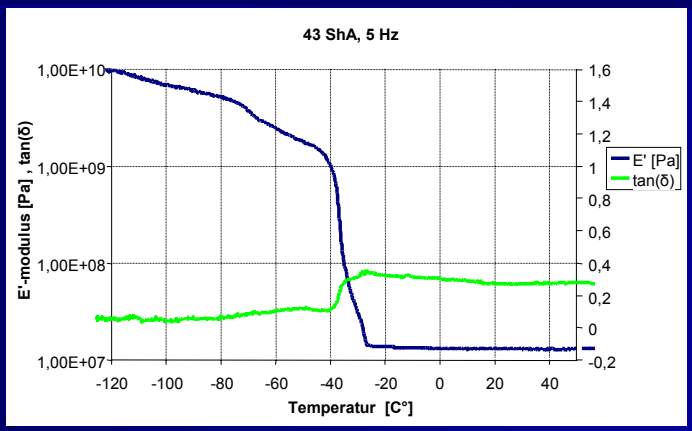
$$b(t,v) = \frac{F(t,v) - k(t,v)\cdot v(t)\cdot t}{v(t)}$$

Nichtlineare Dämpfung



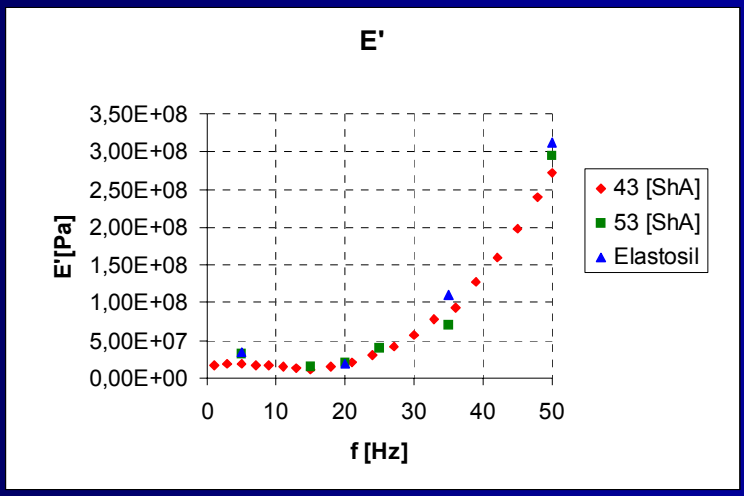
R4105/40 INGET

DMA-Analysen



Speichermodulus E ' und Verlustfaktor δ

Modulusänderung in Abhängigkeit von der Frequenz bei Silikongummi

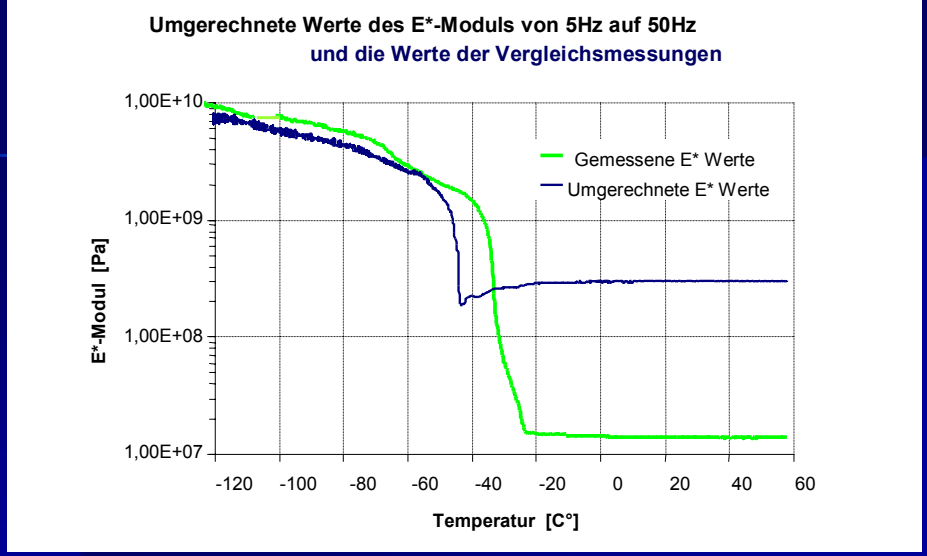


Williams-Landel-Ferry-Formel

$$\log a_T = \frac{c_1 \cdot (T - T_0)}{c_2 + (T - T_0)}$$

$$a_T = \frac{f}{f_0}$$

c_{1g} = -17,44 és c_{2g} = 51,6C° für die meißten Polymere



Die WLF-Formel ist für Silikongummi nicht anwendbar!

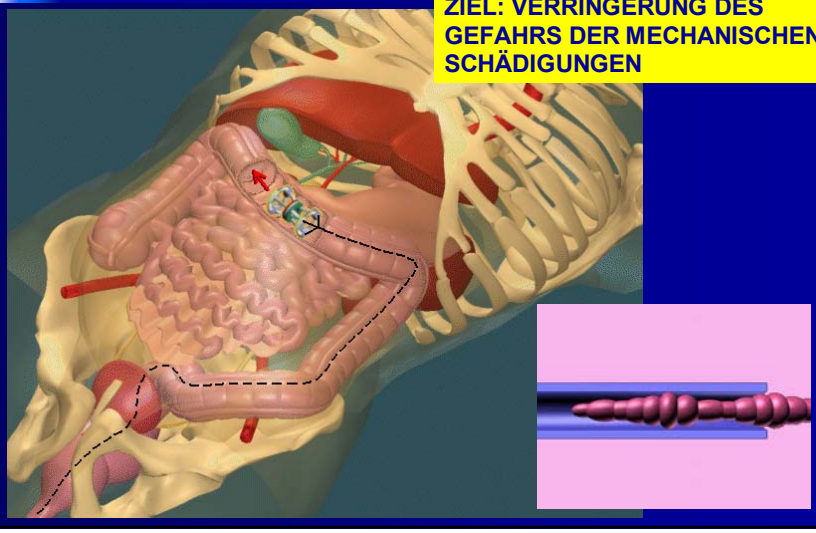
Spezielle Konstruktionen
aus unserer Forschung

- Dehnungssensor (optisch, elektrisch)
- Magnetischer Aktuator
- **Hohlraumsonde**
- **Robotgreifer**
- Implantate
- Op-Hilfsmittel

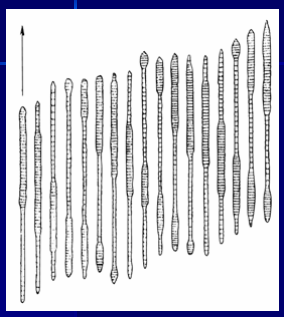
Hohlraumsonde

(TU Budapest – Semmelweis Uni für Medizin)

ZIEL: VERRINGERUNG DES GEFAHRS DER MECHANISCHEN SCHÄDIGUNGEN



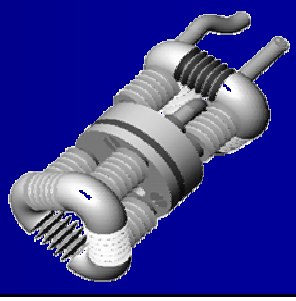
Selbstbewegende Sonde: Varianten



Grundidee: Wurmbewegung

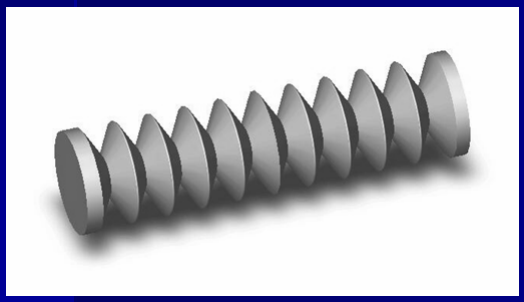
- 3-Kammer-Sonde mit Faserverstärkung in Längs und Querrichtung
- ***Materielle Inhomogenität***

- Patentierte Sonde mit Balg-Aktuatoren
- ***Strukturelle Inhomogenität***

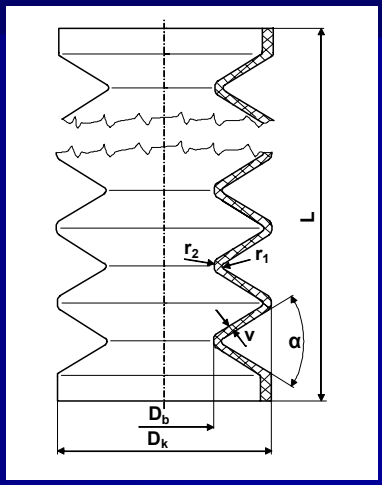


BALG-AKTUATOR

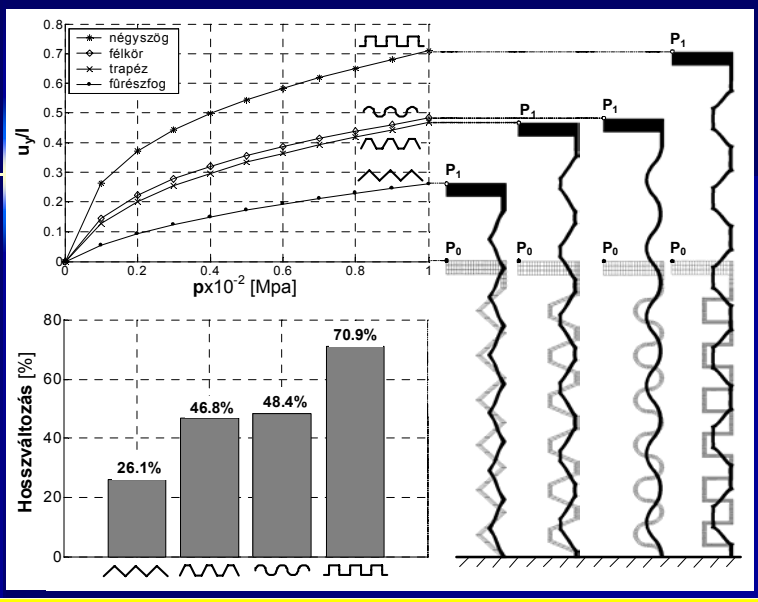
-Formänderung durch Strukturelle Inhomogenität ist günstiger
-Balg als aktuator für gezielte Formänderungen
-Optimierung des Bewegungsbereiches unter Berücksichtigung der mechanischen Stabilität
-Betätigung mit Luft oder mit Flüssigkeit



3D Modell des Aktuators



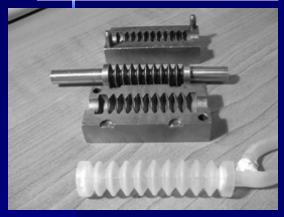
Die wichtigsten geometrischen Parameter



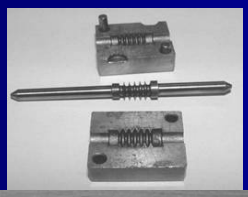
Untersuchung des Dehnungsvermögens des Aktuators mit unterschiedlischen Profilen bei gleicher Ausgangslänge des Aktuators

Herstellung und Werkzeuge

1st **Profilwinkel: α=45°**
Dk/Db=2,3 v=0,5



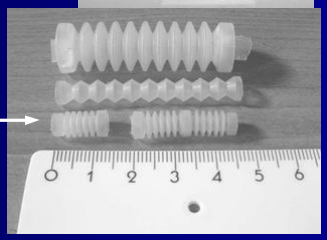
2nd **Profilwinkel : α=30°**
Dk/Db=2,2 v=0,3



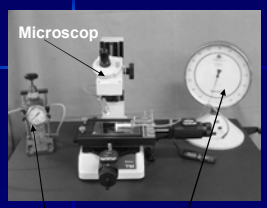
3th **Profilwinkel : α=110°**
Dk/Db=2,3 v=0,3

Verschiedene Wekzeuge

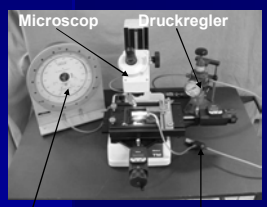
Miniatürisierung →
(D=6mm)



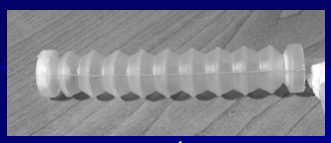
Erster Aktuator: Vergleich FEM - Messung



Druckregler **Präzisions-Druckmessung**

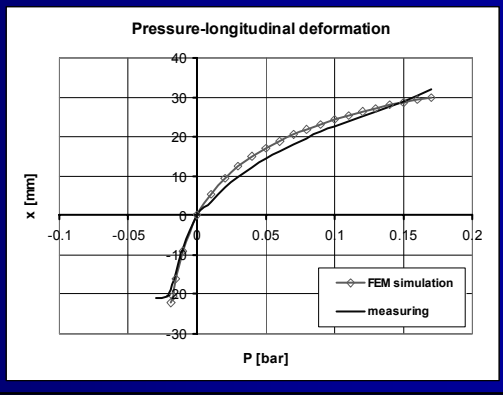


Präzisions-Vakuum-messung **Vakuum-Ejector**

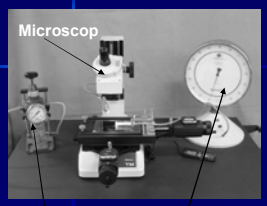


a./
Verlängerung bei Druck

b./
Verkürzung bei Vakuum

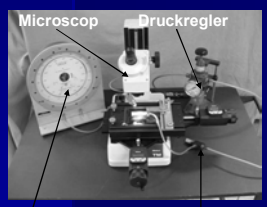


Zweiter Aktuator: Vergleich FEM - Messung



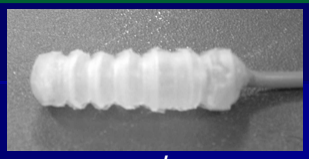
Druckregler

Präzisions-Druckmessung



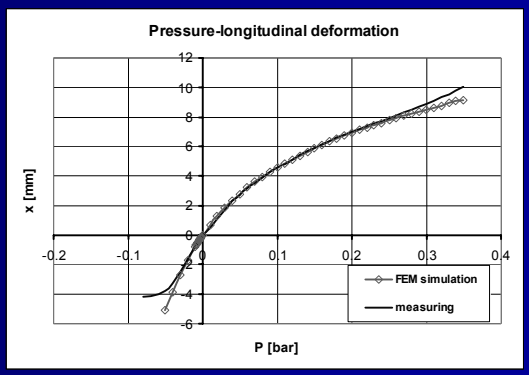
Präzisions-Vakuum-messung

Vakuum-Ejector



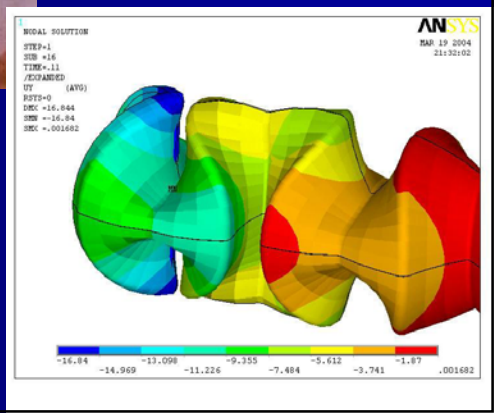
a./
Verlängerung bei Druck

b./
Verkürzung bei Vakuum



Strukturelle Instabilität bei Vakuum

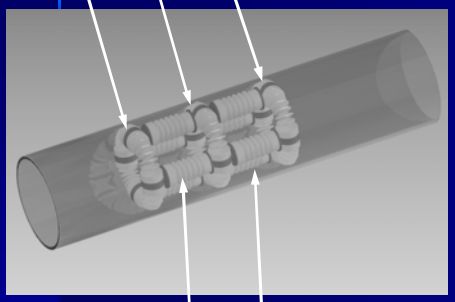
FEM-Simulation der strukturellen Instabilität



HOHLRAUMSONDE („WURM”-ROBOTER)

Realisierung des Modells

Radiale Segmente

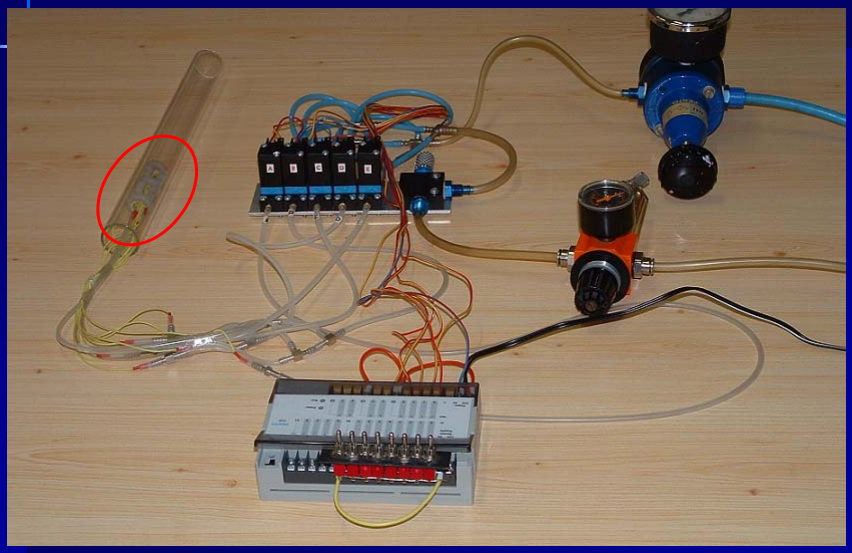


Longitudinale Segmente

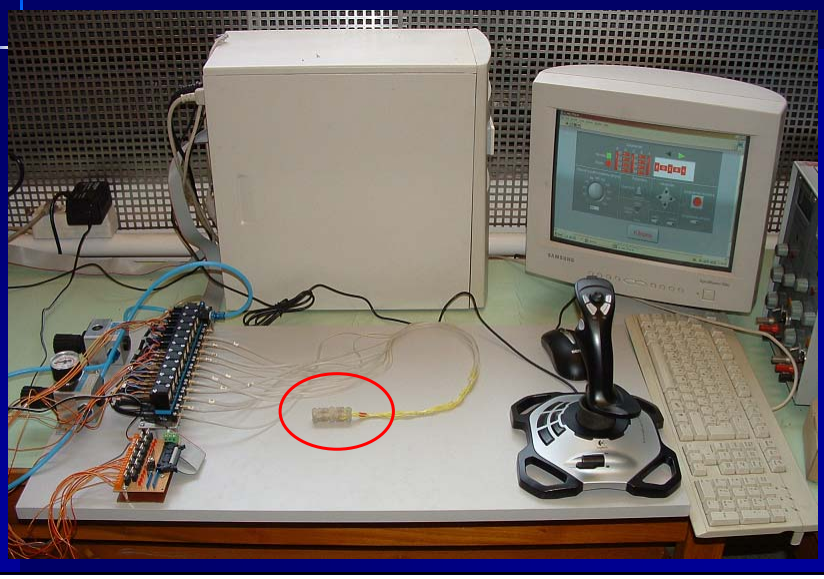
MODELL

WORM-ROBOTER

PLC Steuerung

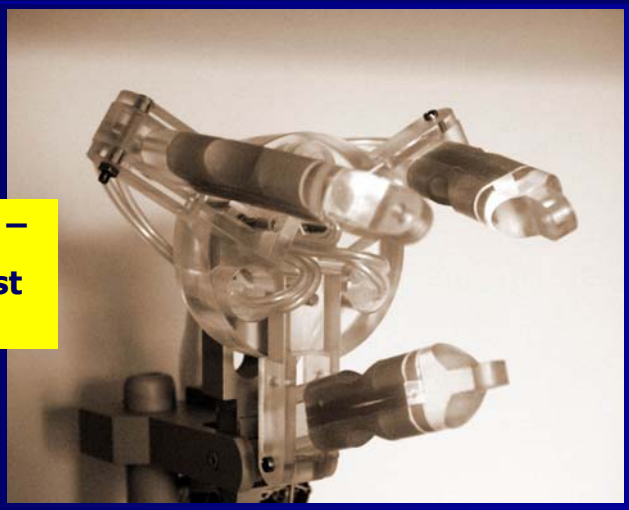


PC Steuerung mit Lenkung



BIONISCHER GREIFER

Robotgreifer



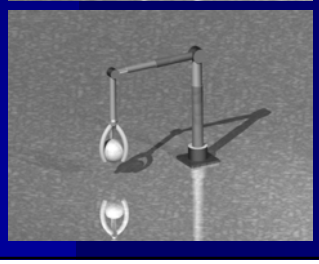
TU Imenau –

TU Budapest

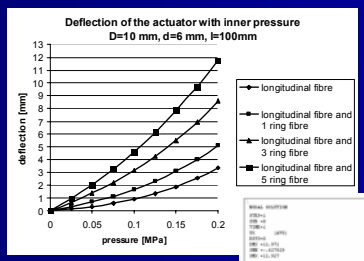
(patentiert)

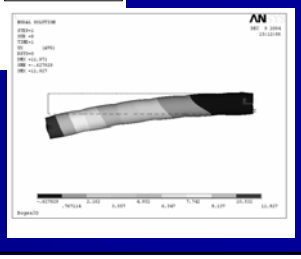
FLUIDISCHER SOFT-GREIFER
(Kooperation mit der TU Ilmenau)

Simulation des Greifens bei einem Fingergreifer mit Faserverstärkung



Modellierung des Einflusses der Faserverstärkung



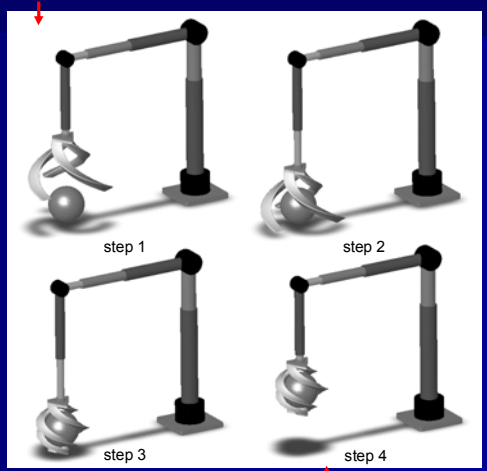


EINE WEITERE BIONISCHE IDEE

Schlangenbewegung

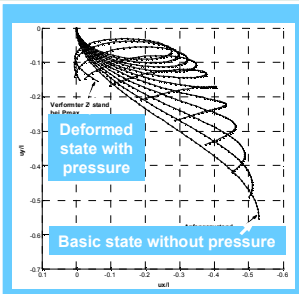
Deformation bei Druck

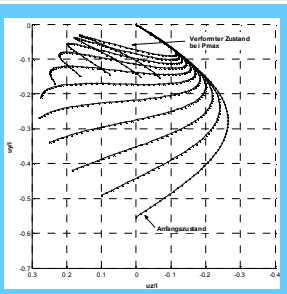
Vor dem Greifen

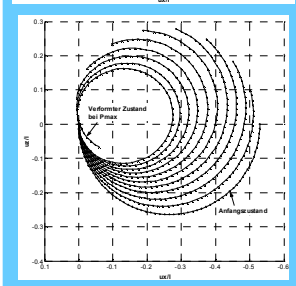


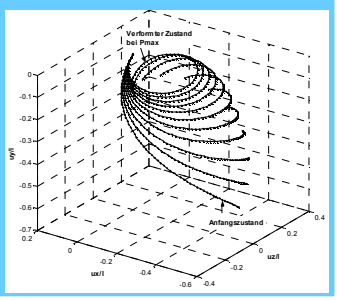
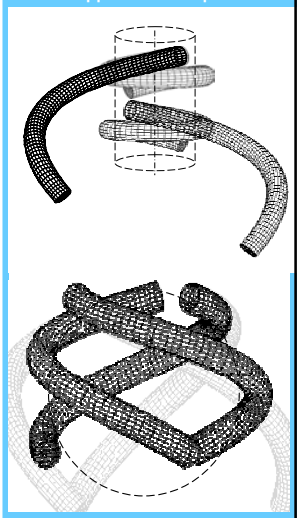
Nach dem Greifen

FEM SIMULATION DER SCHLANGENBEWEGUNG BEI DRUCK









Applicaton examples