

Forschungszentrum Karlsruhe
Technik und Umwelt

Wissenschaftliche Berichte
FZKA 5898

Sensor-Aktorsysteme für den Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie

H. Fischer

Hauptabteilung Ingenieurtechnik
Projekt Mikrosystemtechnik

April 1997

Forschungszentrum Karlsruhe

Technik und Umwelt

Wissenschaftliche Berichte

FZKA 5898

**Sensor-Aktorsysteme für den Einsatz
in der laparoskopischen Chirurgie***

Harald Fischer

Hauptabteilung Ingenieurtechnik

Projekt Mikrosystemtechnik

*Von der Fakultät für Elektrotechnik der Universität Karlsruhe (TH) genehmigte
Dissertation

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe

1997

Als Manuskript gedruckt
Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

ISSN 0947-8620

Sensor-Aktorsysteme für den Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie

Abstract:

Ein zentrales Problem in der minimal invasiven Chirurgie besteht darin, daß durch die Verwendung von endoskopischen Instrumenten die feinfühligte Abtastung von Gewebe zur Diagnose von Verhärtungen nicht mehr möglich ist. Durch die Integration eines miniaturisierten Sensor- und Aktorsystems in eine endoskopische Greifzange wurde erstmalig eine feinfühligte Interaktion zwischen Gewebe und Chirurg ermöglicht.

Das entwickelte Sensorsystem basiert auf den physiologischen Grundlagen des Tastsinns und beinhaltet 8 x 8 Druckpunkte auf einer Fläche von 0,64 cm². Die sensitive Einheit jedes einzelnen Sensors besteht aus einem teilweise eingespannten Siliconhohlzylinder, welcher von der Stirnseite aus durch Licht einer flexiblen Leuchtfolie beleuchtet wird. Am anderen Ende der Bohrung befindet sich ein angekoppelter Lichtwellenleiter, der auf der lichtsensitiven Fläche eines CCD-Chips endet. Wird nun auf die flexible Leuchtfolie eine Kraft ausgeübt, verengt sich, in Abhängigkeit der aufgebrachten Kraft, die Bohrung im Siliconhohlzylinder und die in die Lichtwellenleiter eingestrahlte Strahlungsleistung reduziert sich. Diese Strahlungsleistung wird nun vom CCD-Chip gemessen und ausgewertet. Weiterhin wurde im Rahmen dieser Arbeit eine universell einsetzbare grafische Ausgabeeinheit entwickelt. Hiermit ist es möglich, eine beliebige Anzahl von Meßsignalen über die serielle Schnittstelle eines PCs zu erfassen und in einer 3D-Gitterstruktur darzustellen (Druckgebirge). Diese Druckwerte dienen zusätzlich der Ansteuerung von 8 x 8 Aktoren.

Vor Entwicklung des Aktorsystems wurde ein Taststand zur Messung der Anforderungen an taktil-haptische Displays bei der Darstellung von dreidimensionalen Druckverteilungen aufgebaut. Dies führte zu einem Anforderungskatalog für analog positionierbare Aktoren. Als Resultat dieser Voruntersuchungen wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Aktorarray für die taktil-haptische Darstellung der mit dem Sensor gemessenen Druckverteilungen aufgebaut. Das aufgebaute Aktorarray besteht aus 8 x 8 Aktoren. Die Aktoren sind aus Formgedächtnislegierung mit einem eingepprägten Einwegeffekt und einer externen Rückstellkraft in Form einer Stahlfeder aufgebaut. Es werden erstmalig bei einer martensitischen Phasenumwandlung die Zwischenstufen der Phasenumwandlung ausgenutzt. Die Aktoren erreichen Stellwege von bis zu 3,5 mm bei einer Kraft von 2,5 N. Die Aktoren werden über eine Erwärmung (elektrischen Strom) ausgelenkt. Zur schnellen Rückstellung der Aktoren (Abkühlung) sind seitlich zwei und unterhalb ein Ventilator angebracht. Jeder Aktor kann innerhalb von 10 Sekunden in seine Position gebracht werden. Durch zusätzlich zugeführte Kühlung kann ein Zurücksetzen der Aktoren innerhalb von 10 - 15 Sekunden (je nach Stellweg) erreicht werden. Mit herkömmlicher Gleichstromansteuerung konnten nur Standzeiten der Druckverteilungen von < 30 Sekunden erreicht werden. Durch eine neu entwickelte Pulsstromansteuerung der Aktoren können jetzt Haltezeiten der Muster > 60 Sekunden gewährleistet werden.

Die Kombination von Sensor- und Aktorsystem ermöglicht eine grafische und eine taktil-haptische Darstellung von Druckverteilungen, wie sie zwischen den Maulteilen von endoskopischen Greifzangen auftreten. Damit konnte erstmalig in der minimal invasiven Chirurgie die visuelle Informationsaufnahme des Chirurgen durch die taktil-haptische Informationsaufnahme mit Hilfe seiner Finger erweitert werden.

Sensor-Actuator Systems for Use in Laparoscopic Surgery

Abstract:

A major problem of minimally invasive surgery consists of a sensitive palpation of the tissue for the diagnosis of indurations being no longer possible when using endoscopic instruments. By integrating a miniaturized sensor-actuator system into an endoscopic gripper, sensitive interaction between the tissue and the surgeon has now been achieved for the first time. The sensor system developed is based on the physiology of the sense of touch and contains 8 x 8 pressure points on an area of 0.64 cm². The sensitive unit of each sensor consists of a partially fixed hollow silicon cylinder which is illuminated by the light of a flexible electro-luminescent sheet from the front end. At the other end of the hole, a coupled waveguide is located. It extends to the light-sensitive area of a CCD chip. When a force is applied to the flexible electro-luminescent sheet, the hole in the hollow silicon cylinder is narrowed depending on the force applied. As a result, irradiation of the waveguide is reduced. This irradiation is now measured and evaluated by the CCD chip. Furthermore, a universal graphic output unit was developed within the framework of the work performed. It allows acquisition of any number of measuring signals via the serial PC interface and representation in a 3D grid structure (pressure mountains). The pressure values also serve for triggering the 8 x 8 actuators.

Prior to the development of the actuator system, a test rig was set up for the measurement of the tactile-haptic display requirements during representation of three-dimensional pressure distributions. This led to a catalogue of requirements to be met by analog-positioning actuators. Following these preliminary studies, an actuator array was set up for tactile-haptic representation of the pressure distributions measured by the sensor. This actuator array consists of 8 x 8 actuators. The actuators are made of a shape memory alloy with a one-way effect and an external readjusting force in the form of a steel spring. For the first time, the intermediate steps of martensitic phase transition are utilized. Regulating distances of up to 3.5 mm are attained by the actuators at a force of 2.5 N. The actuators are deflected by heating (electric current). For rapid readjustment of the actuators (cooling), two fans are installed on the sides and one below. Each actuator can be positioned within 10 seconds. By means of additional cooling, readjustment of the actuators is accomplished within 10-15 seconds depending on the regulating distance. Conventional d.c. triggering allowed residence times of the pressure distributions of < 30 seconds only. By means of the novel pulsed-current triggering of the actuators, residence times of the patterns of > 60 seconds are ensured.

The combination of sensor-actuator systems allows a graphic and tactile-haptic representation of the pressure distributions that may occur between the bits of endoscopic grippers. For the first time, the surgeon's visual information uptake in minimally invasive surgery can now be extended by information uptake with his fingers.

1. Einleitung	1
1.1. Stand der Operationstechnik	2
1.2. Aufgabenstellung	3
2. Grundlagen der Sinnesphysiologie	6
2.1. Objektive Sinnesphysiologie.....	6
2.2. Subjektive Sinnesphysiologie (Wahrnehmungspsychologie)	6
2.3. Einteilung der Sinne	7
2.4. Somatoviszzerale Sensibilität	7
2.4.1. Mechanosensoren der Haut.....	8
2.4.2. Empfindungsqualitäten und taktiles Auflösungsvermögen	10
2.5. Ergebnisse für den Entwurf eines Drucksensors.....	12
3. Stand der Technik bei den Sensorsystemen und Aktorsystemen	13
3.1. Taktile Sensorsysteme.....	13
3.1.1. Leitende Elastomere	13
3.1.2. Piezoresistive halbleitende Polymere	14
3.1.3. Taktile kapazitive Sensoren	15
3.1.4. Piezoelektrische taktile Sensoren aus Polyvinylidenfluorid (PVDF)	16
3.1.5. Taktile optoelektronische Sensoren	17
3.2. Aktorsysteme.....	24
3.2.1. Thermobimetalle	24
3.2.2. Dehnstoffelemente	25
3.2.3. Piezoelektrische Aktoren	25
3.2.4. Elektrorheologische Flüssigkeiten (ERF).....	26
3.2.5. Magnetorheologische Flüssigkeiten (MRF)	27
3.2.6. Magnetostriktive Aktoren	27
3.2.7. Formgedächtnislegierungen (FGL).....	27
3.2.8. Chemomechanische Aktoren	28
3.2.9. Mikroaktoren	28
3.3. Taktil-haptische Anzeigeeinheiten	29
3.3.1. Taktile Displays für Blinde.....	29
3.3.2. Krafrückkopplungen in der Robotik und in virtuellen Umgebungen.....	32
3.4. Taktile Sensoren in endoskopischen Zangen mit und ohne Rückkopplung.....	34
3.5. Bewertung der untersuchten endoskopischen Drucksensorsysteme	35
4. Konzeptbildung und Ausführung	37
4.1. Taktiler Tastsensor	37
4.1.1. Systemanforderungen und Entwurfskriterien	37
4.1.2. Aufbau des teilweise eingespannten optischen Sensors	38
4.1.3. Dimensionierung des komplett eingespannten optischen Einzelsensors	42
4.1.4. FE-Analyse des teilweise eingespannten Einzelsensors	44
4.1.5. Elektronische Auswertung der Sensorsignale mit einem CCD-Chip	48
4.2. Aktorik	54
4.2.1. Grundlagen der Formgedächtnislegierungen (FGL).....	54
4.2.2. Dimensionierung des Einzelaktors	59
4.2.3. Aufbau und Montage des Aktors	67
4.2.4. 64 FGL-Aktoren im Verbund	69
4.2.5. Ansteuerung der Aktoren im Verbund.....	70
4.2.6. Schnittstelle Sensor - Aktor	73
5. Meßtechnik und Versuchsdurchführung	75
5.1. Meßstand zur Kennlinienaufnahme des eingespannten Einzelsensors	75
5.2. Meßstand zur Kennlinienaufnahme der Sensormatrix	76
5.3. Experimentelle Tierversuche	77

5.4. Taststand und Versuchsdurchführung.....	77
5.5. Konditionierung des Zweiwegeeffektes an einer FGL-Feder.....	81
5.6. Meßstand zur Aufnahme der Kennlinien des Einzelaktors.....	82
5.7. Meßstand zur Kennlinienaufnahme der Aktoren im Verbund.....	83
6. Ergebnisse	84
6.1. Ergebnisse der Materialuntersuchung und der Sensoren	84
6.1.1. Ergebnisse - analytisch Berechnung des komplett eingespannten Einzelsensors.....	85
6.1.2. Ergebnisse der FE-Analysen.....	86
6.2. Meßergebnisse des komplett eingespannten Einzelsensors	89
6.3. Meßergebnisse der Sensormatrix	90
6.3.1. Kriechverhalten des Sensors bei Dauerbelastung	91
6.3.2. Reproduzierbarkeit der Sensorsignale	92
6.4. Tierexperimentelle Ergebnisse.....	94
6.5. Ergebnisse der Aktoren	99
6.5.1. Ergebnisse der Tastversuche zur Ermittlung der Anforderungen an die Aktoren	100
6.6. Ergebnisse des SIM-Trainings	103
6.7. Kennlinien der Aktoren.....	104
6.7.1. Kennlinien der Aktoren bei zyklischer Dauerbelastung	107
6.8. Kennlinien der Aktoren im Verbund.....	109
6.8.1. Positioniergenauigkeit der Aktoren	111
6.8.2. Gegenseitige thermische Beeinflussung der Aktoren in der 3 x 3 Matrix	113
6.9. Darstellung verschiedener Muster in der 4 x 4 Matrix	116
6.10. Pulsstrommodulation.....	119
6.11. Darstellung der Sensorsignale in der 8 x 8 Matrix	122
7. Diskussion.....	127
7.1. Sensorik.....	127
7.1.1. Vergleich Einzelsensor mit der analytischen Berechnung	127
7.1.2. Vergleich der FE-Analysen der zwei Modelle	128
7.1.3. Vergleich Sensormatrix und FE-Analyse	129
7.1.4. Vergleich zwischen Einzelsensor und Sensorelement der Sensormatrix	130
7.1.5. Tierexperimentelle Ergebnisse	131
7.2. Aktorik	131
7.2.1. Einstellen des Zweiwegeeffektes bei NiTiCu-Federn	131
7.2.2. Pulsstrommodulation	132
7.2.3. Verhalten der Aktoren im Verbund	132
8. Zusammenfassung	134
9. Ausblick	137
10. Literaturverzeichnis	139
11. Anhang.....	146
11.1. Mathematische Dimensionierung des Einzelsensors	146
11.2. Positioniergenauigkeit in der 3 x 3 Matrix	153
11.3. Setzen von Mustern in der 4 x 4 Matrix	155
11.4. Darstellung der Sensorsignale durch die Aktoren in der 8 x 8 Matrix	157

a.) Physiologische Formelzeichen

Δi	Änderung der Reizintensität, die gerade noch wahrgenommen werden kann
E	Empfindungsstärke
i_0	Ausgangsreizintensität, Schwellenreizstärke
R	Reizstärke
t_g	Greifzeiten

b) medizinische Abkürzungen

afferent	zum ZNS ziehend
MIC	Minimal invasive Chirurgie
MRI, MRT	Magnetresonanztomographie
OP	Operation (im Sinne chirurgischer Eingriffe)
SA-Sensoren	Slowly-adapting - langsam adaptierende Sensoren
RA-Sensoren	Rapidly adapting - schnell adaptierende Sensoren
PC-Sensoren	Pacini-Körperchen - sehr schnell adaptierende Sensoren
ZNS	Zentralnervensystem

c) mechanische Formelzeichen

ε	Dehnung
ν	Querdehnungszahl
λ	Wärmeleitfähigkeit
α	Steigung pro Windung
τ_{\max}	maximal zulässige Schubspannung
Δr	Radiusdifferenz
$\sigma_{r,t,z}$	mechanische Spannungen
ΔT	Temperaturdifferenz
d	Drahtdurchmesser
E	E-Modul
F	Kraft
G_A	Schubmodul Austenit
G_M	Schubmodul Martensit
h	Arbeitshub
i_f	Anzahl der federnden Windungen
l_0	Ausgangslänge
L_0	ungespannte Länge einer Feder
L_B	Blocklänge einer Feder
m, M	Masse
p_a	Außendruck
p_i	Innendruck
r	Federrate
$r_{a,i}$	verschiedene Radien
S	Dehnung
s	Stellweg
s_f	Wegstrecke, die eine Feder verformt werden kann
s^H	mechanische Nachgiebigkeit
T	mechanische Spannung
T_{\max}	maximal zulässige Temperatur
u	Verschiebung in radialer Richtung
w	Verschiebung in axialer Richtung
w	Wickelverhältnis
x	dimensionsloser Faktor

Verzeichnis der Formelzeichen und Abkürzungen

d) elektrische Formelzeichen

λ	Wellenlänge
ϵ	Dielektrizitätskonstante
Δ	Temperaturdifferenz
λ	Wärmeleitfähigkeit
ν	kinematische Viskosität
α_k	Wärmeübergangskoeffizient
B	Stromverstärkung
C	Kapazität
c	spezifische Wärmekapazität
d_{33}	piezoelektrische Ladungskonstante
E	elektrische Feldstärke
H	magnetische Feldstärke
I	elektrischer Strom
N_A	Numerische Apertur
$Nu_{ges, lam, turb}$	Nußeltzahl, gesamt, laminar, turbulent
P	elektrische Leistung
Pr	Prandtl-Zahl
Q	Energie
$Q^{M \rightarrow A}$	Wärme der Phasenumwandlung
R	Widerstand
Re	Reynoldszahl
T	mechanische Spannung
t_{EI}	Einzelimpulsbetrieb
t_p	Pausendauer
U	elektrische Spannung
w	Strömungsgeschwindigkeit
W_t	spezifische Arbeit

e) allgemeine Abkürzungen

3D	dreidimensional
A/D	Analog-Digital
AC	Wechselstrom
CCD	Charged Coupled Device - Bildsensor
CCIR	Comité Consultatif International de Radiodiffusion - europäische Fernsehnorm
CDS	Correlated Double Sampling
dB	Dezibel
DC	Gleichstrom
DLL	Dynamic Link Library
DOF	Degrees of Freedom, Freiheitsgrade
EL-Folie	Elektrolumineszenz-Leuchtfolie
ERF	Elektrorheologische Flüssigkeit
EWE	Einwegeffekt
FGL	Formgedächtnislegierung
FPGA	Field programable gate array
FZK	Forschungszentrum Karlsruhe
HF	Hochfrequenz
HP VEE	Visualisierungswerkzeug von Hewlett Packard
Hz	Hertz
IMF	Institut für Materialforschung

KISMET	Kinematic Simulation, Monitoring and Off-line Programming Environment for Telerobotics
krz	kubisch raumzentriert
LED	Lumineszenzdioden
LWL	Lichtwellenleiter
MOS	Metall-Oxid-Halbleiter (metal-oxid-semiconductors)
MRF	Magnetorheologische Flüssigkeit
OP	Operationssaal, allg. Operation
Optacon	vibrotaktiler Ausgabegerät für blinde Rechnerbenutzer
PC	Personal Computer
PMMA	Polymethylmethacrylat
PTC-Widerstand	Widerstand mit positivem Temperaturkoeffizient (Kaltleiter)
PVDF	Polyvinylidenfluorid
Si	Silizium
SIM	Spannungsinduzierter Martensit
VR	Virtual Reality - virtuelle Umgebungen
ZNS	Zentralnervensystem
ZWE	Zweiwegeffekt

1. Einleitung

Konventionelle invasive chirurgische Eingriffe im Inneren des menschlichen Körpers setzen voraus, daß der Operateur sich die für den Eingriff notwendigen Körperöffnungen schafft. Hierbei stellt der jeweilige Zugang oftmals eine wesentlich höhere traumatische Belastung für den Patienten dar, als der eigentliche Eingriff an dem zu operierenden Organ selbst. Durch den Einsatz der minimal invasiven Chirurgie (MIC) wird diese traumatische Belastung reduziert. Es werden natürliche oder kleine künstliche Öffnungen benutzt, um in das Innere des Körpers zu gelangen. Nachdem die erste kleine Eröffnung (4 - 5 cm) erfolgt ist, kann die Bauchhöhle durch das Endoskop inspiziert werden. Anschließend werden unter visueller Kontrolle weitere Trokarhülsen gesetzt, durch welche die Operationsinstrumente geschoben werden. Die technischen Entwicklungen im Bereich der Endoskopie ermöglichen dem Operateur heutzutage in fast alle Körperhöhlen des Menschen schonend zu gelangen. Die Gallenblasenentfernung (Cholezystektomie) kann heute als klinische Routineoperation betrachtet werden, da über 80 % aller Eingriffe in deutschen Kliniken endoskopisch durchgeführt werden [Schurr96]. Durch die Verwendung der meist starren Instrumente kann das Feingefühl der Fingerspitzen nicht mehr in gewohnter Weise eingesetzt werden. Ein Abtasten des zu untersuchenden Gewebes (Palpation) kann somit nur bedingt erfolgen und ein wichtiges Entscheidungskriterium bei der Beurteilung von malignem Gewebe steht nicht mehr zur Verfügung.

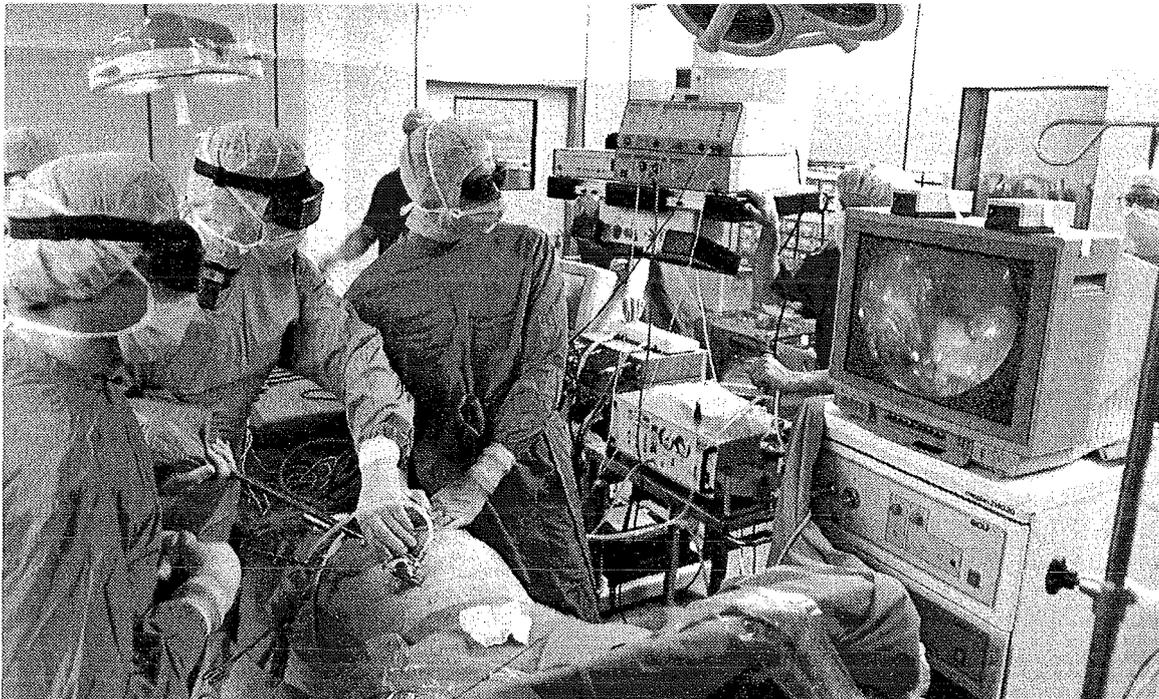


Abb. 1.1: Minimal invasive Cholezystektomie (Gallenblasenentfernung)

Allgemein kann die MIC als Ergänzung zu konventionellen offenen Operationstechniken mit den für die Endoskopie bekannten Vor- und Nachteilen [Bueß90] bezeichnet werden:

Vorteile:

- Die Verletzung von gesundem Gewebe (Organen) wird reduziert.
- Die Belastung des Patienten durch kleinere Wundöffnungen in der Bauchdecke und dem darunterliegenden Gewebe wird gemindert.
- Rehabilitations- und Liegezeiten werden verkürzt.
- Die Qualität der Sicht ist über die optischen Systeme, u. a. durch die Lupenvergrößerung, meist besser als die direkte Sicht.

Nachteile:

- Eine Beurteilung des Operationsbereichs durch Palpation ist nicht möglich.
- Operationsinstrumente können nicht in der gewohnten Größe und Form eingesetzt werden.
- Der Eingriff unter endoskopischer Kontrolle setzt ein intensives Training voraus.
- Die Operationstechniken sind nicht voll ausgereift und müssen verbessert werden.
- Fehlende kinematische Freiheitsgrade und die üblicherweise verwendeten starren Instrumente erschweren die Handhabung.
- Dreidimensionale Sicht ist mit Standardkameras nicht möglich.

1.1. Stand der Operationstechnik

In der minimal invasiven Chirurgie sind Aussagen über die Konsistenz eines Gewebes, wie sie bei der offenen Chirurgie durch die Palpation erfolgen, nicht mehr möglich. Das häufige Verlangen vieler Chirurgen: "Ich will den Tumor nicht nur sehen, ich will auch fühlen wie weich oder hart er ist!" [Hüwel95] ist bei der Verwendung der heutigen Instrumente nicht möglich. Zudem unterscheiden sich die starren und flexiblen Instrumente untereinander z.B. in der Kraftübersetzung, Größe der Maulteile, Abwinklungseigenschaften, Materialeigenschaften etc. Beim Greifen mit konventionellen Faßzangen treten Kräfte zwischen den Maulteilen der Zange im Bereich von 5 - 13 N auf, hingegen liegen die Greifkräfte zwischen den Maulteilen von laparoskopischen Faßzangen im Bereich von 18 - 65 N deutlich höher [Fischer94]. Der Chirurg übt in der Laparoskopie durch die Faßzangen unbewußt eine höhere Kraft aus als bei der konventionellen Chirurgie. Benutzt er zudem während einer Operation Zangen unterschiedlicher Hersteller, ändern sich die Greifkräfte von Zange zu Zange. Er erhält also keine reproduzierbare Rückkopplung über das Maß der ausgeübten Kraft zwischen den Maulteilen seiner Faßzange. Das Gefühl für die Konsistenz des gegriffenen Gewebes geht vollständig verloren.

Absolute Aussagen über Härtegrade von unterschiedlichem Gewebe können mit den herkömmlichen Zangen ebenfalls nur schwer getroffen werden, da auch das Gewebe an sich von Patient zu Patient verschieden ist und immer in Zusammenhang mit dem umgebenden Gewebe betrachtet werden muß. Hierfür sind aber oft die Maulteile der Zangen viel zu klein. Eine Palpation, wie sie in der offenen Chirurgie mit den Fingerspitzen üblich ist, kann durch diese kleinen Greifflächen sowie die fehlenden Freiheitsgrade (starre Instrumente lassen sich nicht so handhaben wie die eigenen Finger) nicht mehr erfolgen. Der Chirurg ist vollständig auf sein visuelles System reduziert. Gerade hierdurch geht dem Chirurgen eine wichtige

Informationsquelle verloren und es müssen zur Diagnose aufwendige technische Hilfsmittel (Röntgen, Ultraschall, MRI etc.) herangezogen werden, die dann aber die Operationsdauer entscheidend verlängern und den Patienten unnötig belasten.

In enger Anlehnung an diese Operationstechnik steht die Simulation in virtuellen Umgebungen (VR). Hierbei versucht der Chirurg mit sog. Trainingssimulatoren die Handhabung der starren Instrumente zu erlernen. Dadurch sollen aufwendige Tierversuche auf ein Mindestmaß reduziert werden [Kühnapfel91]. Auch in der Entwicklung neuer Operationsmethoden gewinnt die Simulation immer mehr an Bedeutung. Es werden z.B. in der Neurochirurgie völlig neue Vorgehensweisen zur Tumorentfernung im Kopf zunächst virtuell am Rechner simuliert, um anschließend in die Realität umgesetzt zu werden. Der Chirurg übernimmt die Kontrollfunktion, und es ist somit möglich, jede Operation im Vorfeld auf den jeweiligen Patienten exakt abzustimmen und vor auszuplanen. Ein Vorteil hierbei ist z.B. die Möglichkeit der Positionierbarkeit von Instrumenten im Submillimeterbereich, wodurch eventuelles Zittern des Chirurgen etc. vollständig ausgeschlossen werden kann [Villotte92]. Ein weiteres Beispiel zeigt der Robodoc [Howard92], der bei Hüftoperationen eingesetzt wird. Hierdurch können z.B. geringere Lochdurchmesser als bei manuellem Fräsen und Schaben erzielt werden und ein besserer Sitz der Prothese ist gewährleistet.

1.2. Aufgabenstellung

Im Rahmen dieser Arbeit soll ein Sensor-Aktorsystem entwickelt werden, das endoskopisch arbeitend in der Lage ist, Härteverteilungen im Gewebe, vorzugsweise in Hohlorganen, zu erfassen und darzustellen. Die Darstellung der Härteverteilung soll dabei zum einen grafisch auf einem PC-Monitor erfolgen, und zum anderen soll sie durch einen geeigneten Aktor bzw. einer Matrix aus Aktoren für die Finger des Chirurgen wieder fühlbar gemacht werden (Abb. 1.2).

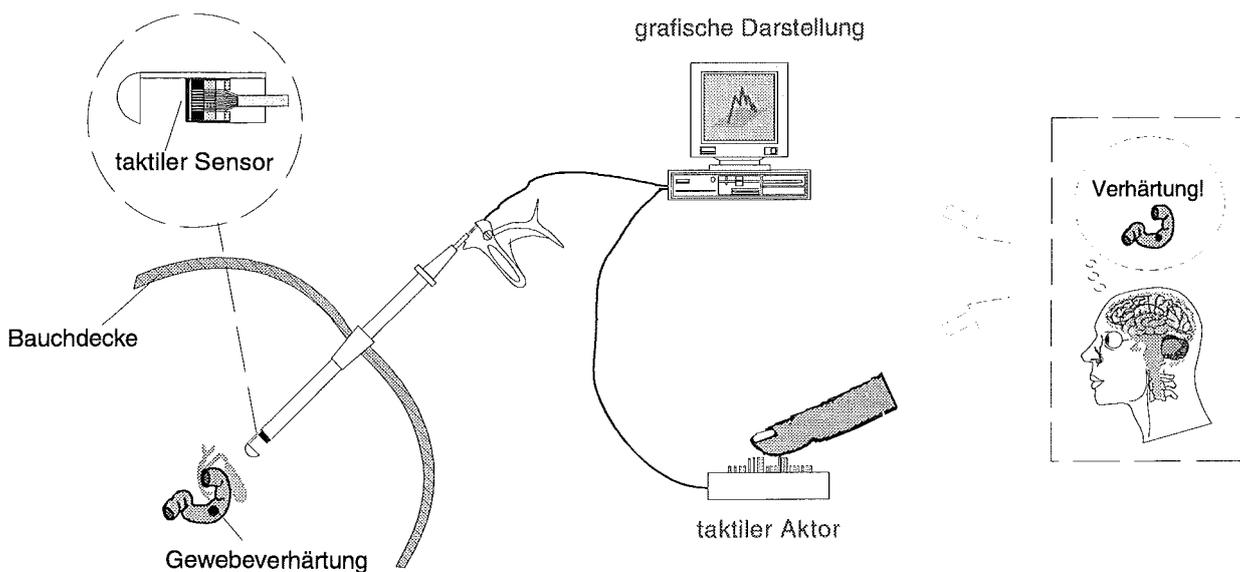


Abb. 1.2: Schematische Darstellung der Aufgabenstellung

Das Sensorsystem soll dabei aus Einzelsensoren, die in einer Matrix angeordnet sind, bestehen. Diese Sensormatrix muß in eine eigens dafür entwickelte endoskopische Faßzange integriert werden. Der Außendurchmesser der Zange darf dabei 15,5 mm nicht überschreiten. Die auf diese Weise ermittelten Daten der Druckverteilung sollen für den Chirurgen grafisch auf einem PC-Monitor sichtbar gemacht werden. Die Anforderungen, die sich an ein solches Sensorsystem stellen, entstammen zum einen aus der Physiologie des Tastsinns, zum anderen müssen technische Anforderungen berücksichtigt werden. Eine bedeutende technische Anforderung an den Sensor ist die Störsicherheit der Sensorsignale gegen elektromagnetische Störfelder. Diese treten z.B. bei hochfrequenten Energiequellen (HF-Koagulation, HF-Chirurgie) auf. Aus Voruntersuchungen lassen sich vorab folgende Anforderungen an den Sensor stellen:

- Entsprechend dem Auflösungsvermögen der menschlichen Hand werden ca. 70 Sensoren auf einer Fläche von ca. 1 cm² benötigt.
- Hohe Störsicherheit gegen elektromagnetische Felder.
- Ansprechschwelle des Sensors $\leq 0,1$ N.
- Meßzeit und Auswertung für alle Signale $< 0,5$ Sekunden.
- Eine große Reproduzierbarkeit der Signale sollte gewährleistet sein.

Das Aktorsystem soll die vom Sensorsystem ermittelten Daten der Druckverteilung für den Chirurgen fühlbar machen. Hierbei sollen analog der Sensormatrix einzelne Aktoren zu einer Matrix zusammengeschlossen werden. Jeder Druckpunkt entspricht dann einem Setzstift und jede Druckkraft entspricht dann einer Auslenkung des jeweiligen Stiftes. Die Aktoren müssen linear positionierbar sein. Damit wird die mit der Sensormatrix gemessene Druckverteilung außerhalb des Körpers für den Chirurgen fühlbar gemacht. Um die Anforderungen an solche Aktoren, z.B. maximal notwendige Auslenkung der Stifte, zu erhalten, muß ein Meßstand aufgebaut werden. Der Teststand soll ermöglichen, die Auslenkung aller Stifte während dem Er tasten mit den Fingern zu messen. Die wichtigsten Anforderungen für linear positionierbare Aktoren im Verbund lauten:

- Die aktive „Fühlfläche“ entspricht in etwa der Fläche eines männlichen Zeigefingers.
- Die Aktoren müssen in dieser Fläche so dicht als möglich angeordnet werden.
- Die Ansteuerung der Aktoren soll zeitgleich zur grafischen Ausgabe erfolgen.
- Jeder Aktor muß einzeln linear positionierbar sein.
- Gegenseitige Beeinflussung der Aktoren soll vermieden werden.
- Der Aktor muß einer Gegenkraft von bis zu 3 N standhalten können. Diese wird durch die abtastenden Finger erzeugt.

Mit diesem Gesamtsystem soll es dann erstmals möglich sein, Verhärtungen in Hohlorganen und hier vor allem im ableitenden Gallengang sowie im Harnleiter grafisch sichtbar und für die Finger des Chirurgen in der minimal invasiven Chirurgie fühlbar bzw. abtastbar zu machen.

Die Arbeit gliedert sich entsprechend der Aufgabenstellung in zwei Teilgebiete: die **Sensorik** und die **Aktorik**. In allen nachfolgenden Kapiteln wird hierbei eine klare Trennung dieser zwei Gebiete durchgeführt.

Als Grundlagen dienen die bisher veröffentlichten und von der vorliegenden Arbeit thematisch berührten Arbeiten aus den Themenbereichen:

- Kraftsensoren zur Messung von Kontaktkräften in der Robotik/Automation.
- Erkennung von Oberflächenstrukturen (Automation).
- Taktile-haptische Kraftrückkopplung für virtuelle Umgebungen (Virtual Reality - VR).
- Grafische Displays für blinde Rechnerbenutzer.

2. Grundlagen der Sinnesphysiologie

Zur Aufnahme von Informationen über die Umwelt und innere Vorgänge stehen dem menschlichen Organismus die Sinnesorgane zur Verfügung. Informationen, die in Form von Reizen durch die spezifischen Rezeptoren aufgenommen und in eine Folge von Nerveneregerungen umkodiert werden, gelangen dann in das Zentralnervensystem. Der Begriff Rezeptor ist heute leider nicht mehr eindeutig, und so verstehen Anatomen unter einem Rezeptor eine morphologisch charakterisierbare Sinneszelle, dagegen verstehen die Sinnesphysiologen als Rezeptor einen Membranabschnitt einer Sinneszelle [Schmidt/Thews95]. Es soll deshalb ab dieser Stelle statt Rezeptor immer der Begriff Sensor verwendet werden.

Definition: Sensoren sind Zellen oder Zellmembranbereiche, die für die Aufnahme von Reizen und ihre "Übersetzung" in nervöse Erregung spezialisiert sind [Schmidt/Thews95].

In nachfolgenden Abschnitten werden die physiologischen Grundlagen des Tastens näher beschrieben und ein physiologisches Anforderungsprofil für den taktilen Sensor und das taktil-haptische Display gebildet.

2.1. Objektive Sinnesphysiologie

Die physikalischen oder chemischen Vorgänge an den Sinnesorganen oder den zugehörigen Regionen des Zentralnervensystems (ZNS) werden als objektive Sinnesphysiologie bezeichnet [Schmidt/Thews90]. Für die Klassifikation der Sensoren gilt die Unterscheidung in primäre und sekundäre Sinneszellen. Primäre Sinneszellen leiten den Reiz über das eigene Axon an das nächste Neuron weiter. Sekundäre Sinneszellen liegen als Epithelzellen vor und sind synaptisch mit einer afferenten Nervenfasern verbunden. Ein ankommender Reiz löst eine Membranpotentialänderung aus. Je nach Stärke des Reizes steigt das Sensorpotential und die Frequenz der ausgelösten Nervenimpulse, jedoch nur innerhalb des Empfindlichkeitsbereichs des jeweiligen Sensors. In Sinnesorganen sind die Sensoren auf bestimmte Reize spezialisiert, und die Reizformen, auf die ein Sinnesorgan optimal reagiert, werden als adäquate Reize bezeichnet [Thews/M/V89]. Auf die verschiedenen Arten von Sensoren der menschlichen Haut, im Hinblick auf die physikalische Darstellung der Reizsignale, wird im Kapitel 2.4.1 näher eingegangen.

2.2. Subjektive Sinnesphysiologie (Wahrnehmungspsychologie)

Sinnesreize lösen nach zentralnervöser Verarbeitung bewußte Empfindungen und Wahrnehmungen aus, die durch *psychologische* Methoden erfaßt werden können. Wird die Leistung eines Sinnesorgans mittels dieser Komponente charakterisiert, bezeichnet man dies als subjektive Sinnesphysiologie. Sinnesempfindungen werden, je nach Sinnesorgan, in bestimmte Modalitäten eingeordnet, z.B. die fünf klassischen Sinne: Gesichts-, Geruchs-, Gehör-, Geschmacks-, Tastsinn; neben diesen existieren noch weitere Sinne z.B. Schmerz, Temperatur, Tiefensensibilität. Diese Modalitäten lassen sich wiederum in Qualitäten gliedern, z.B. Geschmackssinn: süß, sauer, salzig, bitter, usw..

Die kleinste Reizstärke, die noch ein Aktionspotential auslösen kann, wird als absolute Reizschwelle (Minimalschwelle) bezeichnet. Des weiteren definiert man die

Unterschiedsschwelle als kleinsten geometrischen Abstand zweier Reize, die gerade noch unterschieden werden können (hierzu muß auch eine gewisse Zeitunterschiedsschwelle überschritten werden) [Schmidt/Thews95].

Alle hautbetreffenden (kutanen) Empfindungen besitzen also einen räumlichen Doppelcharakter. Auf der einen Seite sind sie gegenstandsbezogen oder objektiviert, auf der anderen Seite auf den eigenen Körper bezogen oder somatisiert [Hensel66]. In den meisten Fällen wird eine Erregung mit einer entsprechenden bewußten Empfindung oder Wahrnehmung verbunden sein. Die Empfindung ist die einfachste Form eines Sinneserlebnisses, die noch nicht mit Urteilsbildungen, Erkenntnisprozessen und emotionalen Bewertungen verbunden ist. Bei der Wahrnehmung wird jedoch das Bild der Umwelt mit der Erfahrung gegebener Strukturen der Umwelt verglichen. Wir sehen nicht die Netzhautbilder, wir sehen die Objekte in der Umwelt; wir hören nicht die Basalmembranschwingungen, wir hören Schallquellen in der Umwelt. Diese Fähigkeit der Objektivierung von Empfindungen gilt allerdings nur für den Fernsinn, das Sehen und Hören. Alle anderen Sinne werden als Nahsinn bezeichnet (Tastsinn, Geruch, Geschmack). Diese Bezeichnung schildert nicht die Reichweite der Reizwahrnehmung, sondern unterscheidet, ob das betreffende Sinnesorgansystem objektiviert oder somatisiert [Keidel71].

2.3. Einteilung der Sinne

Die Sinnesorgane unseres Organismus' lassen sich in 3 Gruppen klassifizieren. Die Sinnesfühler (Sensoren), die der Aufnahme von Reizen aus der Umwelt dienen, werden als Exteroceptoren bezeichnet.

Sinnesorgane für Muskellänge, Sehnendehnung, Gelenkstellungen und andere Parameter der Lage und Bewegung des Körpers im Raum werden als Proprioceptoren bezeichnet. Sinnesorgane, die Informationen aus dem Bereich der inneren Organe (viscerale Nerven) liefern, werden als Enteroceptoren bezeichnet.

Die meisten Informationen, die dem Zentralnervensystem über die Proprio- und Enteroceptoren vermittelt werden, erreichen selten unser Bewußtsein (z. B. Baroreceptoren aus dem Karotissinus messen ständig den arteriellen Blutdruck) [Schmidt/Thews90].

2.4. Somatoviszzerale Sensibilität

Die Haut des Körpers registriert Druck, Berührung, Vibration (zusammengefaßt: Tastsinn oder Mechanorezeption), Temperatur (Thermorezeption) und Schmerzen (Nozizeption). Diese Oberflächensensibilität wird zusammen mit der Tiefensensibilität (Muskel-, Gelenk- und Sehnensensoren) und der Schmerzsensibilität im Körperinneren als somatoviszzerale Sensibilität bezeichnet (somat: den Körper betreffend, viszeral: die Eingeweide betreffend) [DTV88].

2.4.1. Mechanosensoren der Haut

Bei der unbehaarten Haut wurden 3 verschiedene Arten von Sensoren gefunden:

1. SA-Sensoren (slowly adapting, hierbei unterscheidet man zwischen SA-I-Sensoren, Merkel-Scheibe und SA-II-Sensoren, Ruffini-Körperchen), welche bei langandauernden Hautreizen ständig Aktionspotentiale in ihren afferenten Fasern erzeugen.
2. RA-I-Sensoren (rapidly adapting, Meißner-Körperchen), die nur bei schnell bewegten mechanischen Reizen antworten und
3. PC-Sensoren (RA-II-Sensor, Pacini-Körperchen), welche sehr schnell adaptierende Mechanosensoren darstellen.

In der behaarten Haut (Abb. 2.1) sind die SA-I-Sensoren ebenfalls Merkelzellen, angehäuft unter warzenähnlichen Hauterhebungen, den Pinkus-Tastscheiben. In der Haarhaut fehlen die Meißner-Körperchen, statt dessen gibt es eine Innervation der Haarwurzeln durch die Haarfollikelsensoren. Die Entladungsfrequenz der SA-Sensoren steigt mit zunehmender Druckdeformation (Intensitätssensoren, Proportionalfühler), wobei die SA-I-Sensoren auf Deformation senkrecht zur Hautoberfläche antworten und die SA-II-Sensoren auf Dehnung der Haut in Richtung der Hautoberfläche.

Die RA- und Haarfollikelsensoren antworten auf die Geschwindigkeit (ds/dt) der Reizbewegung und werden deshalb auch als Geschwindigkeitssensoren (Differentialfühler) bezeichnet. Diese Sensoren adaptieren bei ständiger Reizung innerhalb von 50-500 ms.

Der PC-Sensor antwortet, wenn sich die Geschwindigkeit eines mechanischen Hautreizes (Beschleunigung d^2s/dt^2) ändert und wird deshalb als Beschleunigungssensor bezeichnet. Er kann ebenfalls als Vibrationssensor betrachtet werden.

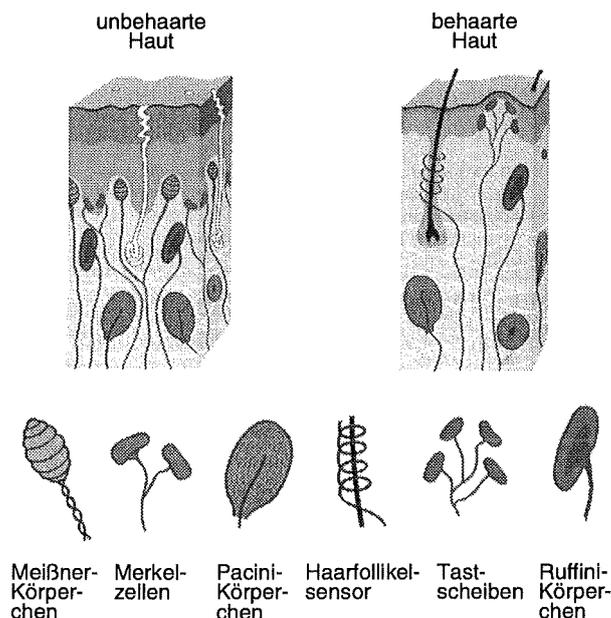


Abb. 2.1: Histologie der Mechanosensoren der Haut [Schmidt/Thews95]

Als rezeptives Feld wird jenes Areal bezeichnet, von dem aus eine mechanosensitive afferente (zum ZNS führende) Faser durch einen Reiz definierter Intensität erregt werden kann. Es werden von einer afferenten Nervenfasern 2-3 Tastscheiben in der Haarhaut erreicht, wobei innerhalb der Tastscheibe alle Merkelzellen (30-50) innerviert werden. Bei den Haarfollikelsensoren innerviert jede afferente Faser zahlreiche Haarfollikel und jeder Haarfollikel kann von mehreren Fasern innerviert werden. Die rezeptiven Felder der RA- und SA-I-Afferenzen sind in der Hand mit 12 mm² am kleinsten. Für das räumliche Auflösungsvermögen der Hand ist jedoch nicht die Größe des rezeptiven Feldes entscheidend, sondern vielmehr die Innervationsdichte (Nervenfasern pro cm²).

Die Zusatzbezeichnung I und II der unterschiedlichen Sensortypen kennzeichnet die Größe der rezeptiven Felder, wobei I kleine rezeptive Felder mit wohl definierten Grenzen und II große rezeptive Felder mit undefinierten Grenzen beschreibt [Kontarinis93]. Eine Zusammenfassung der Sensoren mit ihren Funktionen, Größe der rezeptiven Felder und Frequenzabhängigkeit ist in Tabelle 2.1 dargestellt.

Sensortyp	Funktion	Rezeptive Feldgröße	Frequenzband
Merkel-Scheibe SA-I	Hautdeformation senkrecht zur Haut- oberfläche	3-4 mm	DC-30 Hz
Ruffini-Körperchen SA-II	Dehnung der Haut in Richtung Oberfläche	> 10 mm	DC-15 Hz
Meißner-Körperchen RA-I	Bewegung der Haut	3-4 mm	10-60 Hz
Pacini-Körperchen RA-II	Beschleunigung der Hautdeformation	> 20 mm	50-1000 Hz

Tabelle 2.1: Räumliche und zeitliche Eigenschaften der Mechanosensoren

Hohe Innervationsdichten und kleine rezeptive Felder führen also zu einer besseren Trennung verschiedener Reize und damit zu einem höheren Auflösungsvermögen. Die Reizaufnahme erfolgt im allgemeinen über den jeweiligen spezifischen Sensor, der aufgrund des Reizes seine Membraneigenschaft verändert, was dort wiederum zur Entstehung eines Sensorpotentials führt. Eine Begrenzung der Empfindungsaufnahme nur durch die spezifischen Sensoren kann jedoch ausgeschlossen werden, da Hautareale gefunden wurden, die vollständige kutane Empfindungsskalen aufzeigten, obwohl sie nur durch "freie" Nervenendigungen (Nervenendigungen ohne corpusculäre Struktur, also keine spezifischen Sensoren) innerviert wurden [Hensel66]. Je stärker der Reiz, desto höher das Sensorpotential. Erreicht dieses einen bestimmten Schwellenwert (-50 mV), kommt es zur Auslösung eines Aktionspotentials, welches in der Nervenfasern weitergeleitet wird. Je stärker der Reiz ist, um so größer ist das Sensorpotential, desto öfter wird ein Aktionspotential ausgelöst. Die ursprüngliche Information ist somit in Form der Frequenz der Aktionspotentiale kodiert. An der nächsten Synapse wird die Information wieder dekodiert: Je höher die Frequenz, desto mehr Transmitter werden freigesetzt und desto höher ist das exzitatorische postsynaptische Potential (Abb. 2.2).

Die Kodierung in Frequenzform hat den Vorteil, daß die Nachricht sicherer übermittelt wird, als wenn die Amplitude des Potentials als Informationsträger diente. Die Amplitude würde sich über

lange Strecken (bis 1 m lange Nervenbahnen sind im Menschen möglich) viel stärker verändern als die Frequenz.

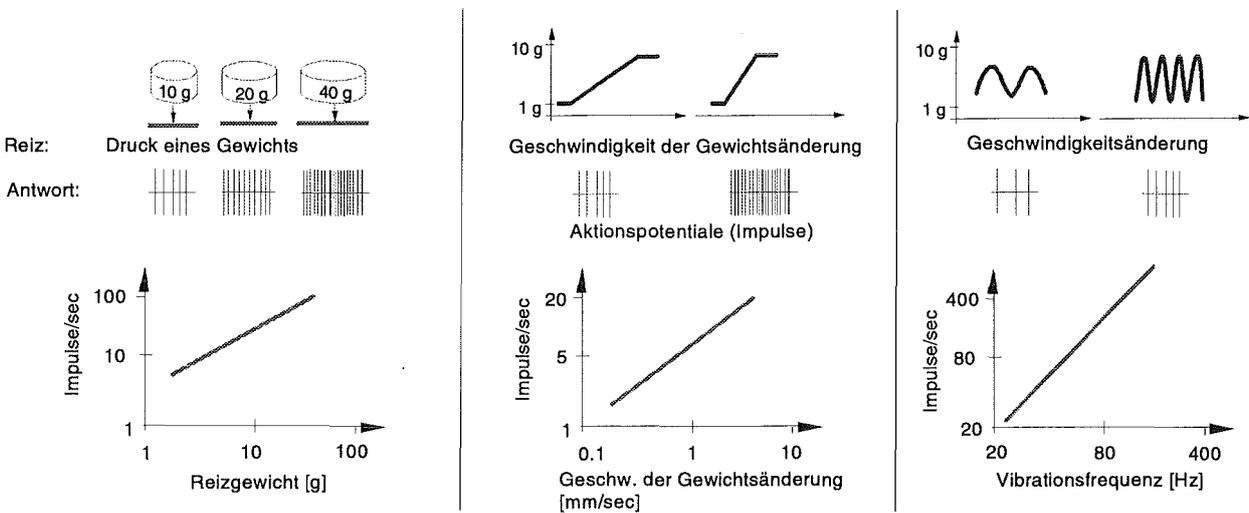


Abb. 2.2: Reaktion der Hautsensoren auf Druck, Berührung und Vibration [DTV88]

2.4.2. Empfindungsqualitäten und taktiler Auflösungsvermögen

Die Mechanosensibilität der Haut gibt, unterstützt durch aktive Bewegungen, Auskunft über Form, Größe, Gewicht, Konsistenz und Oberflächenbeschaffenheit von Gegenständen [Thews/M/V89]. Bei leichter mechanischer Reizung der Haut tritt eine Berührungsempfindung auf, die bei stärkeren Druckreizen kontinuierlich in eine Druckempfindung von abstuftbarer Intensität übergeht. Periodische Erschütterungen der Haut führen zu einer Vibrationsempfindung, mit deren Hilfe verschiedene Frequenzen gut unterschieden werden können.

Der adäquate Reiz ist eine mechanische Deformation der Haut, und zwar in Form eines räumlichen Druckgefälles; physikalisch sind es Biege- und Scherungskräfte [Keidel75]. Daraus folgt, daß es gleichgültig ist, ob ein Reiz von außen oder innen, durch Druck oder Zug auf die Haut wirkt. Übt man einen zeitlich konstanten Druck auf die Haut aus, tritt nach kurzer Zeit (ca. 1 - 5 min.) eine Adaption der Mechanosensoren ein, die sich elektrophysiologisch in einer Abnahme der Impulsfrequenz äußert. Die Adaption ist die Ursache dafür, daß z. B. der Druck, den die Kleidung auf den Körper ausübt, schon nach kurzer Zeit nicht mehr wahrgenommen wird.

Das taktiler räumliche Auflösungsvermögen, das über die Zweipunktschwelle (zwei punktförmige mechanische Reize, z. B. die Spitzen eines Zirkels werden gleichzeitig auf die Haut gesetzt) gemessen werden kann, liegt beim Menschen an den Fingerspitzen bei etwa 2 mm, am Handrücken bei etwa 30 - 32 mm und auf dem Rücken bei etwa 60 - 70 mm [Schmidt/Thews90]. Die Innervationsdichte (Nervenfasern/Fläche) ist entscheidend für das Auflösungsvermögen von Reizen auf der Haut. Je dichter eine Körperregion innerviert ist, um so ausgiebiger ist sie in der Hirnrinde repräsentiert und um so besser gelingt die Lokalisation von Reizen auf der Haut [Schmidt/Thews90].

Man stellte fest, daß nur die Dichte der RA- und SA-I-Afferenzen an verschiedenen Stellen der Hand dem jeweiligen räumlichen Auflösungsvermögen entsprechen (Abb. 2.3). Daraus und aus der Zusatzbeobachtung, daß zur maximalen Leistung beim räumlichen Erkennungsvermögen die Finger aktiv bewegt werden müssen, also eine künstliche Vibration mit ins Spiel kommt, folgerte man, daß die RA-Sensoren die entscheidenden Sensoren sind [Schmidt/Thews90].

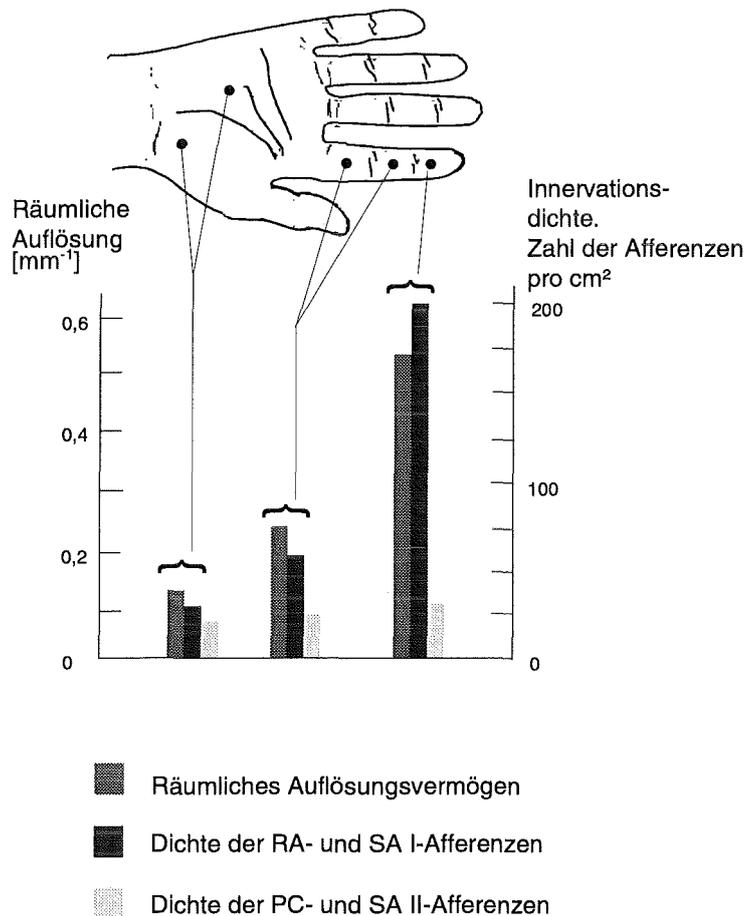


Abb. 2.3: Innervationsdichte der Mechanosensoren und räumliches Auflösungsvermögen des Tastsinns [Schmidt/Thews90]

Die Dichte der RA-Sensoren liegt an den Fingerspitzen bei 141 Sensoren pro cm², wohingegen in der Handinnenfläche nur 25 Sensoren pro cm² zu finden sind. Die Anzahl der PC-Sensoren ist an den Fingerspitzen 21 und in der Handinnenfläche befinden sich nur noch 9 Sensoren pro cm². Die Anzahl der SA-I-Sensoren pro Fläche ist etwas geringer als die der RA-Sensoren. An den Fingerspitzen befinden sich ca. 70 Sensoren pro cm² und in der Handinnenfläche nur noch 8 Sensoren pro cm². Die Konzentration der SA-II-Sensoren schließlich beträgt 9 Sensoren pro cm² an den Fingerspitzen und 16 Sensoren pro cm² in der Handinnenfläche [Gorden78].

2.5. Ergebnisse für den Entwurf eines Drucksensors

Im Rahmen dieser Arbeit soll ein dem menschlichen Finger ähnlicher Drucksensor entwickelt werden. Dieser Sensor muß in eine laparoskopische Faßzange integrierbar sein. Da scherenartige Faßzangen eine ungünstige Druckentfaltung zwischen den Maulteilen entwickeln, soll ein parallelschließender Greifmechanismus Verwendung finden.

In Anlehnung an die physiologischen Gegebenheiten der menschlichen Haut sowie der Zusatzanforderung der Integration in eine parallelgreifende Faßzange, stehen die Grundanforderungen an den Sensor bereits fest.

Diese lauten:

- Der Sensor wird auf Druck beansprucht.
- Die vergleichbaren physiologischen Sensoren sind die SA-I-Sensoren (sie messen die Dehnung der Haut senkrecht zur Hautoberfläche - entspricht auch dem Greifen mit parallelen Maulteilen).
- Anzahl der Sensoren (Druckpunkte) entspricht der Anzahl der SA-I-Sensoren und beträgt ca. 70/cm².
- Voraussichtlich Greifzeiten $t_g \approx 10$ Sekunden.
- Mit den Fingern kann keine absolute Aussage über die Höhe der aufgewandten Kraft während eines Greifvorgangs gemacht werden. Somit ist auch beim Sensor eine solche Aussage nicht zwingend erforderlich.

Der Sensor **muß** unterschiedliche Härtegrade innerhalb seiner Fläche erkennen können. Eine zusätzliche Aussage über das absolute Maß der auftretenden Greifkraft zwischen den Maulteilen der Zange dient dem Schutz des Gewebes vor Zerstörung durch Quetschung.

3. Stand der Technik bei den Sensorsystemen und Aktorsystemen

Im Rahmen dieser Arbeit werden nur taktile Sensorsysteme und Aktorsysteme im Hinblick auf einen Einsatz in der MIC näher beschrieben.

Taktile Sensorsysteme und zunehmend auch Aktorsysteme spielen in der Automation, Simulation sowie bei der rechnergestützten Informationsübermittlung an blinde Menschen eine große Rolle. Die *taktile* Sensorik ist vorwiegend in der Robotik im Zusammenhang mit präziser Handhabungstechnik zu finden. Die *taktil-haptische* Aktorik dagegen findet man vor allem bei Ausgabegeräten für Sehgeschädigte. Sehbehinderten Menschen wird damit die Kommunikation mit dem Computer erleichtert. Im Zusammenhang mit der Automation steht die Simulation, und so findet man auch unter dem Begriff der „Virtual Reality“ entsprechende Systeme, die ein taktiles Feedback oder ein "Fühlen" vermitteln sollen.

In der Literatur werden die Begriffe „taktil“ und „haptisch“ gleichermaßen, jedoch nicht einheitlich verwendet und es sollen an dieser Stelle beide Begriffe näher definiert werden:

taktil: [lat. *tactilis* = berührbar, tastbar] den Tastsinn betreffend, mit Hilfe des Tastsinns erfolgend [Duden95].

haptisch: [zu gr. *απτειν* = heften, anfassen, ergreifen] tasten, abtasten, den Tastsinn, das Tasten betreffend, auf dem Tastsinn beruhend, Lehre vom Tastsinn (die Hautsinnesorgane betreffend) [Duden95]

Im Rahmen dieser Arbeit und in Anlehnung an [Schulz94] sollen die Begriffe differenziert wie folgt verwendet werden: der Begriff *taktil* im Sinne von „berührbar, tastbar“ steht für ein passives Informationsangebot, also die Sensorik betreffend. Der Begriff *haptisch* im Sinne von „greifbar“, d. h. eine aktive Informationsaufnahme durch erkundende Bewegungen der Finger ("Ertasten"), also die Aktorik betreffend. Zur eindeutigen Erkennung wird in der Aktorik die Kombination aus beiden Wörtern „*taktil-haptisch*“ verwendet.

3.1. Taktile Sensorsysteme

Taktile Sensoren bestehen aus einer Matrix von Einzeldruckpunkten und messen die Kraftverteilung auf ihrer Oberfläche. Sie können auf zwei Arten realisiert werden. Man kann N - Reihen von M - Einzelsensoren zu einer $N \times M$ - Matrix anordnen, oder man legt Streifen von leitendem Material rechtwinklig aufeinander und formt so eine Matrix. Vorteil der zweiten Anordnung ist die einfachere Verkabelung, da nicht jedes Sensorelement einzeln verbunden werden muß (Multiplexbetrieb). Im Folgenden sollen die derzeit verfügbaren taktilen Sensorarrays näher beschrieben werden.

3.1.1. Leitende Elastomere

Elastomere sind Polymere, die elastisches Verhalten zeigen. Leitfähige Elastomere besitzen als Trägermaterial meist Siliconkautschuk, in das Metallpartikel oder metallisierte Glaskugeln

eingelagert sind. Die meisten Sensoren basieren auf Kunststoffen, denen Kohlenstoff beigemischt wird. Die Widerstandsänderung eines leitenden Silicongummisensors hängt von der Größe der Kontaktfläche zwischen Gummi und Metall (bzw. Gummi und Gummi) ab. Im unbelasteten Fall hat der Widerstand sein Maximum und isoliert weitgehend. Bei zunehmender Belastung, und somit zunehmender Kontaktfläche nimmt der Widerstand ab. Nachteil dieser Elastomere ist die große Streuung der Widerstandsänderung, die durch die Lageverschiebung der Metallpartikel innerhalb des Trägermaterials erzeugt wird. Eine weitere Ursache ist die Funkenbildung zwischen einzelnen Metallpartikeln. Hierbei verbrennt das Trägermaterial und schlägt sich an den Kontakten als Abbrand nieder. Durch diesen Vorgang verändert sich auch der Kontaktwiderstand bleibend. Die Widerstandswerte sind für einen definierten Druck somit nicht reproduzierbar [Weißmantel81].

3.1.2. Piezoresistive halbleitende Polymere

Unter dem piezoresistiven Effekt versteht man die elektrische Widerstandsänderung eines Halbleiters oder Metalls unter dem Einfluß einer mechanischen Spannung. Im Gegensatz zu den leitenden Elastomeren bestehen diese Foliensensoren aus zwei piezoresistiven halbleitenden Polymerschichten (FPSR™-Force Position Sensing Resistor [Interlink90], [Tekscan95]), die auf einer dünnen metallischen Leiterschicht und einem Polymerbasissubstrat aufgebracht sind. Sie sind um 90° gegeneinander verdreht. Jede Kreuzungsfläche bildet einen Druckpunkt (Abb. 3.1).

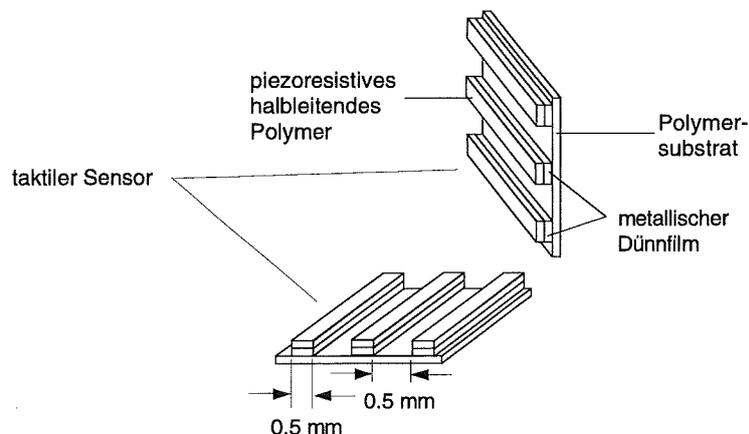


Abb. 3.1: Aufbau eines Foliensensors

Die Polymerschichten variieren ihren elektrischen Widerstand je nach Größe der aufgetragenen Kraft. Diese Sensoren können als Nullwegsensoren bezeichnet werden, da ihre Signale wegen der sehr dünnen Schicht nicht von der Größe der Kontaktfläche abhängig sind. Diese Art von Sensoren sind nur zur Messung von dynamischen Druckverteilungen geeignet, da bei statischen Drücken der elektrische Widerstand aufgrund von Relaxationsvorgängen im halbleitenden Polymer immer kleiner wird [Fischer94].

In unbelastetem Zustand ist der Widerstand ca. 1 M Ω oder mehr und kann durch Variation der Polymerzusammensetzung eingestellt werden. Mit zunehmender Druckbelastung nimmt der Widerstand exponentiell ab. Ein einzelner Meßpunkt hat eine minimale Ausdehnung von 0,01 inch (0,254 mm).

Ein Nachteil dieses Sensors ist sein nichtlineares Verhalten und die geringe Auflösung bei kleinen Kräften. Er kann in seiner Baugröße nicht beliebig miniaturisiert werden, da durch das Siebdruckverfahren Grenzen gesetzt sind.

3.1.3. Taktile kapazitive Sensoren

Bei taktilen kapazitiven Sensoren unterscheidet man zwischen Sensoren, die aus einer Zusammenschaltung von Einzelkapazitäten bestehen und Foliensensoren. Letztere verwenden ein Elastomer als Dielektrikum. Beide sollen nachfolgend kurz erläutert werden.

Ausgangsmaterial für *kapazitive Einzelsensoren* ist meist Silizium, da die Herstellung von dünnen Membranen weitgehend beherrscht wird. Abb. 3.2 zeigt den Aufbau eines kapazitiven Einzelsensors nach Ziegler [Ziegler92], dessen äußere Maße 2,8 x 3,6 mm betragen (aktive Membranmaße: 1,8 x 1,6 mm).

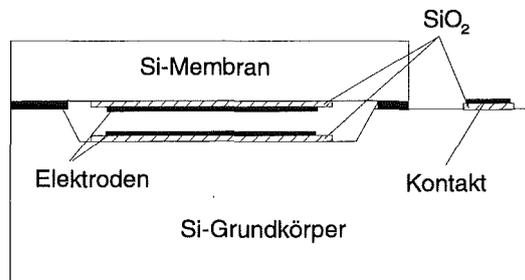


Abb. 3.2: Kapazitiver Einzelsensor

Kleinste Druckänderungen sind gut über die Durchbiegung der Membran und der damit verbundenen Kapazitätsänderung zwischen den Kondensatorplatten erfaßbar. Aufgrund der Durchbiegung der Membran ist die Meßzelle selbst nichtlinear. Diese Kapazitäten können in einer Matrix angeordnet werden. Das Abfragen kann durch eine integrierte mikroelektronische Steuerlogik erfolgen, die gegebenenfalls auf demselben Siliziumchip untergebracht werden kann. Nachteil dieser Anordnung ist die aufwendige Verkabelung der Einzelsensoren. Durch geeignetes Design und immer bessere Herstellungsverfahren können derzeit auf 1 mm² bis zu 64 Einzelsensoren untergebracht werden. Bei geeigneter Verschaltung der Einzelsensoren sowie sequentielltem Auslesen der Meßsignale kann eine Reduzierung der Signalleitungen auf 2 x 8 Leitungen erreicht werden [Gray96]. Aufgrund der kleinen Abmessungen der Sensoren können nur sehr kleine Kräfte gemessen werden (mN-Bereich). Ein weiteres zentrales Problem ist die Hysteresebildung. Ein mit 2,5 mN belasteter Sensor benötigt ca. 20 Sekunden, um seinen stationären Endwert bei dieser Belastung zu erreichen und ca. 1 Minute, um sich auf 10 % seiner Aufladung zu entladen [Gray96].

Taktile kapazitive Foliensensoren bestehen meist aus zwei gekreuzt aufeinander gelegten Kupferstreifen, die durch einen Silicongummi (dielektrisches Elastomer) voneinander getrennt sind. Sie bilden eine Matrix aus Kondensatoren (Abb. 3.3). Die Kupferleitungen werden zum Teil auch direkt auf das dielektrische Elastomer aufgedruckt, um eine kompaktere Bauform zu erhalten und aufwendiges Justieren der Leiterbahnen zu vermeiden [Seekircher88]. Zur besseren

Krafteinleitung wird die Anordnung meist von einem äußeren Elastomer ("Fingertip") umgeben [Fearing90].

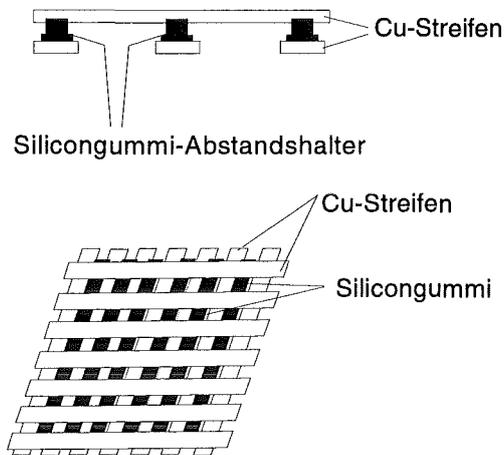


Abb. 3.3: Taktile kapazitiver Foliensensor [Peine94]

Die Änderung der Kraft wird in eine Kapazitätsänderung transformiert. Unabhängig von der äußeren Struktur solcher Foliensensoren werden zum Auslesen der Daten meist Multiplexer verwendet [Webster88]. Vorteil dieser Meßvorrichtung ist der einfache und flexible Aufbau sowie die hohe Meßempfindlichkeit für kleine Wege. Nachteil dieses Systems sind die geringen Signalspannungen und die aufwendigen Auswerteeinheiten zum Auslesen der geringen Kapazitätsänderungen [Seekircher88/2]. Eine Erhöhung der Empfindlichkeit kann durch Schichten von mehreren Sensoren und Parallelisieren der entsprechenden Leiterbahnen erfolgen. Diese Anordnungen von Sensoren mit ihren geringen Kapazitätsänderungen sind jedoch sehr empfindlich gegen äußere Störfelder.

3.1.4. Piezoelektrische taktile Sensoren aus Polyvinylidenfluorid (PVDF)

Die Kraftverteilung auf einer Oberfläche wird hier durch viele kleine Kraftsensoren, deren Fläche jeweils wenige mm² beträgt (Abb. 3.4), gemessen. Die Betrachtung eines taktile Sensors kann auf die Betrachtung eines einzelnen Kraftsensors und seine Integration in einen Gesamtsensor zurückgeführt werden.

Übt man auf einen ferroelektrischen Kristall eine mechanische Druckkraft aus, wird an bestimmten Oberflächen des Kristalls eine elektrische Ladung durch Verschiebung der Ladungsschwerpunkte nachweisbar. Diese Ladungsmenge ist proportional der Druckkraft und kann durch Kondensatorelektroden abgegriffen werden [Schiesle92]. Bei der Verwendung von piezoelektrischen Werkstoffen für sensorische Anwendungen unterscheidet man zwischen Naturkristallen, Piezokeramiken und polymeren Piezofolien (PVDF). Für taktile Sensoren eignen sich Piezofolien besonders durch ihre gute Flexibilität und Verarbeitbarkeit [Piezotech94].

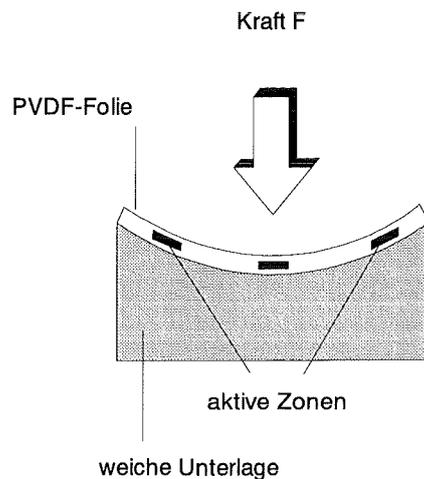


Abb. 3.4: PVDF-Folie als taktile Sensor

Bei piezoelektrischen Kraftaufnehmern ist eine rein statische Messung nicht möglich. Störend ist die zusätzliche hohe Empfindlichkeit bei Belastung der Folie in Längsrichtung. Die Empfindlichkeit auf Dehnkräfte ist 25-mal größer als auf Druckkräfte senkrecht zur Oberfläche [Seekircher88/1].

PVDF-Folien können in Kombination mit monolithisch integrierten Siliziumelektroden gebaut werden. Die integrierte Einheit beinhaltet hierbei die Sensorelektroden. Auf diese integrierte Einheit wird eine dünne PVDF-Folie gelegt. Vorteil dieser Anordnung liegt in der Integration der Auswerteeinheit direkt auf der Sensoreinheit. Nachteile dieser Anordnung sind die bekannten Nachteile von PVDF-Folien, plus die Nachteile der Siliziumeinheit, die sehr empfindlich gegen äußere Störfelder reagiert und nach jedem Auslesen eine gewisse Zeit zum Erreichen des stationären Zustandes benötigt [Dyson93].

3.1.5. Taktile optoelektronische Sensoren

Taktile optoelektronische Sensoren erfassen den Zustand der Druckverteilung mit Hilfe von elektromagnetischen Wellen. Optoelektronische Bauelemente nutzen entweder den äußeren lichtelektrischen Effekt (Photonen schlagen aus bestimmten Stoffen Elektronen heraus) oder aber den inneren lichtelektrischen Effekt (Photonen bewirken in Halbleitern die Generation freier Ladungsträgerpaare). Zudem können optische Sensoren aus Lichtwellenleitern oder einer Kombination aus optoelektronischen Bauelementen und Lichtwellenleitern bestehen. In allen Fällen wird die physikalische Größe in eine optische Größe gewandelt. Der Vorteil von optischen Sensoren beim Einsatz in der Medizintechnik liegt vor allem in der Unempfindlichkeit gegenüber elektromagnetischen Störfeldern und den kleinen Querschnitten (z. B. bei Lichtwellenleitern). Es gibt prinzipiell zwei verschiedene Arten von optischen Sensoren. Die einen benutzen in ihrem Aufbau keinen Lichtwellenleiter, während die faseroptischen Sensoren Lichtwellenleiter entweder als Sensorelement oder als Informationsüberträger verwenden. Auf beide Systeme soll im folgenden näher eingegangen werden.

3.1.5.1. Optische Sensoren ohne Lichtwellenleiter

In Abb. 3.5 basiert die Messung eines flächenverteilten Druckes auf dem Prinzip der Berührung einer lichtreflektierenden Membran mit dem zu untersuchenden Objekt. Das reflektierte Licht der Lumineszenzdioden (LED) kann z. B. von Photodioden, Photoelementen, Phototransistoren oder Photowiderständen aufgenommen werden. Die Reflexion erfolgt an der druckabhängig verformten Membran. Die Auflösung kann hier durch Integration vieler LEDs und Fotodioden erhöht werden. Nachteil dieser Anordnung ist der nur schwer zu erreichende definierte Strahlengang jedes einzelnen Sender-/Empfängermoduls sowie die räumliche Abgrenzung zu Nachbarelementen. Es besteht praktisch immer eine Beeinflussung angrenzender Nachbarmodule [Ahlers90].

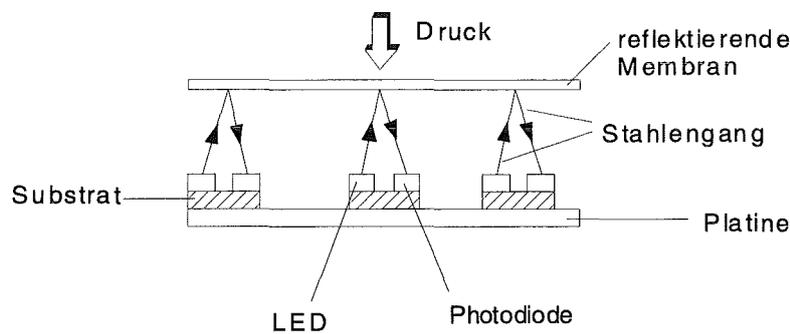


Abb. 3.5: Taktile Sensor aus optoelektronischen Reflexkopplern [Ahlers90]

Ebenfalls auf einer Kombination von Photoemitter und Photodetektor basiert der taktile Sensor in Abb. 3.6. Der Sensor besteht aus einer elastischen Deckschicht, die hervorstehende Punkte hat. Unter diesen Punkten befindet sich ein Stift, der mit der Deckschicht vergossen ist. Am unteren Ende des Stiftes befindet sich eine Lichtschranke. Bei Belastung wird der Stift nach unten geschoben. Die Tiefe des Stiftes ist proportional zur aufgebracht Kraft, da das Eindringen auf einer Verformung des elastischen Materials beruht [Rebmann80]. Der Nachteil dieser Anordnung liegt darin, daß man diesen Sensor nicht beliebig verkleinern kann. Die Größe eines Array aus mehreren Sensoren wird durch die Größe der einzelnen Photoemitter und Photodetektoren bestimmt.

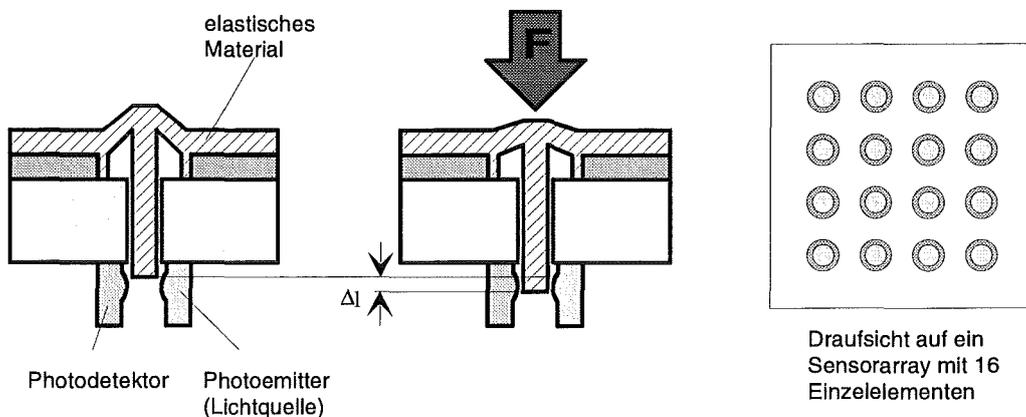


Abb. 3.6: Taktile Sensor aus einzelnen Lichtschranken

Eine weitere Art taktile optoelektronischer Sensoren bilden die CCD-Bildsensoren (Charged-Coupled-Devices). Sie bestehen aus MOS-Photodioden oder aber aus MOS-Kondensatoren, die auf einem Siliziumsubstrat aufgebracht sind. In Kombination mit speziellen Optiken werden sogenannte CCD-Flächenbildsensoren gebildet, die ganze Bilder von Gegenständen aus dem sichtbaren oder infraroten Bereich in elektrische Signale wandeln.

In Kombination mit elastischen Materialien werden taktile Drucksensoren hergestellt, die jedoch aufgrund der genormten Auswertung der CCD-Sensoren immer Videosignale liefern und somit keine eindeutige Zuordnung zu Drücken geben. Dies erfolgt erst durch aufwendige Nachbearbeitung (Datenreduktion) dieser Videobilder. Ein Beispiel eines solchen Sensors zeigt Abb. 3.7. Licht wird hierbei seitlich in eine Acrylplatte eingespeist. Werden die Noppen des hellen, elastischen Materials auf die Platte gedrückt, wird an der Grenzfläche das Licht diffus gestreut und es gelangt ein Teil des Lichts zur CCD-Kamera. Je stärker der Druck auf das elastische Material wirkt, um so größer wird die Auflagefläche und damit auch der Lichtpunkt auf dem CCD-Bild. Die Größe des Lichtpunktes ist proportional zur aufgetragenen Kraft und sieht bei punktueller Belastung in der Mitte des Sensors etwa wie in Abb. 3.7 aus [Robotics88].

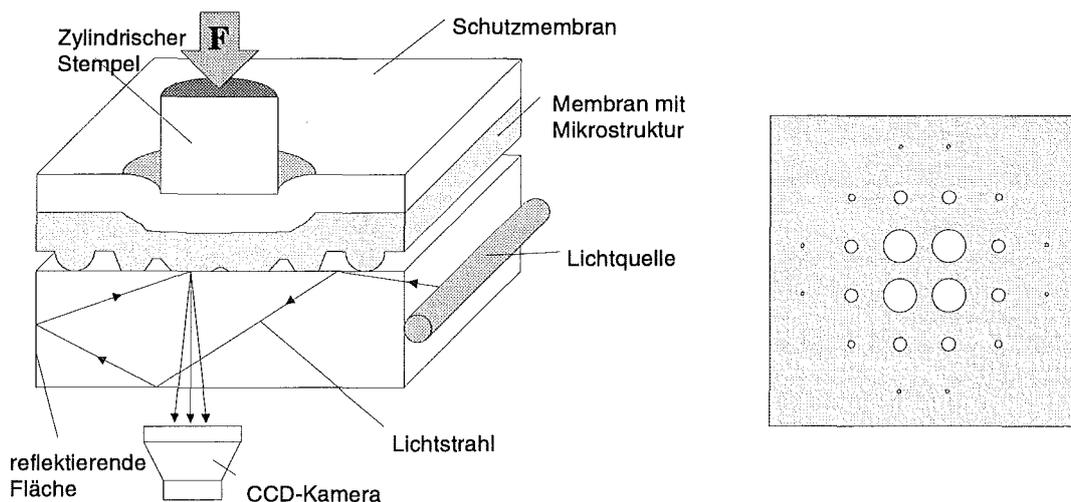


Abb. 3.7: Optischer Sensor mit Mikrostruktur

Ein weiterer Sensor, der auf der Basis unterschiedlicher Brechungsindizes bzw. Reflexionsverhältnisse arbeitet, ist in Abb. 3.8 dargestellt. Hierbei wird Licht in beide Enden des Lichtwellenleiters eingespeist. An der Grenzfläche Lichtwellenleiter/Luft wird das Licht vollständig reflektiert, so daß das Lichtbündel den Lichtleiter durchläuft. Wird jetzt Druck auf die elastische Schicht ausgeübt, berührt der Lichtwellenleiter diese elastische Schicht (Brechungsindex ändert sich) und es findet keine Totalreflexion mehr statt. Da die geometrische Form des Lichtleiters bekannt ist, kann der Ort anhand der durchtretenden Strahlen ermittelt werden. Die Einstellung der zu detektierenden Kraft kann durch geeignete Wahl der elastischen Schicht erreicht werden [Nakao90].

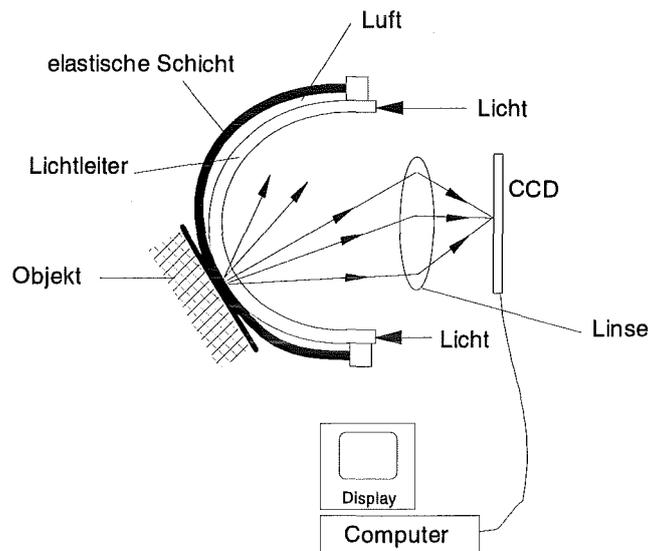


Abb. 3.8: Taktile Sensor mittels Lichtwellenleiter und CCD-Bildaufnehmer

Analog zum Sensor aus Abb. 3.7 ist auch dieses System durch die verwendete Linsenoptik vor dem CCD-Chip nicht beliebig verkleinerbar und somit nicht in eine laparoskopische Faßzange integrierbar.

3.1.5.2. Faseroptische Sensoren (Lichtwellenleiter)

Lichtwellenleiter (LWL) bestehen aus dünnen, flexiblen Fasern, in denen Lichtwellen in einem inneren Kern geführt werden. Dieser Kern wird von einer Ummantelung mit geringerer Brechzahl umgeben. Aufgrund der dadurch entstehenden Totalreflexion an der Grenzfläche zwischen Kern und Mantel kann Licht über weite Distanzen sehr verlustarm übertragen werden, wobei der Verlauf des Lichtwegs dem Verlauf der Faser folgt. Es können also auch gekrümmte Übertragungswege ermöglicht werden. Aufgrund von Interferenzeffekten der im Faserkern vielfach reflektierten Lichtwellen kommt es zu einer Selektion von gut übertragenen Lichtwellen mit verschiedenen Neigungswinkeln ihrer Ausbreitungsrichtung gegenüber der Faserachse (Mode). Bei Multimodenfasern liegt die Zahl der übertragbaren Moden bei ca. 1000. Da für jede Mode bei vorgegebener Faserlänge der Lichtweg etwas unterschiedlich ist, kommt es zu einer zeitlichen Verschmierung scharfer Lichtpulse (Modendispersion). Monomodefasern übertragen hingegen nur eine Mode. Dies wird erreicht, wenn der Durchmesser des Faserkerns nur wenig größer ist als die Wellenlänge λ des Lichts. Bei Multimodenfasern erfolgt die Meßumformung in der Regel mit Hilfe der übertragenen Strahlungsleistung. Bei Monomodefasern hingegen sind darüber hinaus noch interferometrische Messungen der Phasenlage und des Polarisationszustandes der übertragenen Lichtwelle möglich (faseroptische Interferometer) [Niebuhr94].

Prinzipiell gibt es 3 Arten von faseroptischen Sensoren:

- **Hybridsensoren:**
mit elektrischen Aufnehmern und optischer Übertragung durch Lichtwellenleiter.
- **Extrinsische Sensoren:**
mit optischen Aufnehmern und einem Lichtwellenleiter zur Übertragung.
- **Intrinsische Sensoren:**
der Lichtwellenleiter ist gleichzeitig Aufnehmer und Überträger der Meßgröße. Äußere Einflüsse wie z. B. die Verformung des LWLs verändern das Übertragungsverhalten.

Hybridsensoren bestehen aus einem konventionellen Meßgrößenaufnehmer, der zur schnelleren und sicheren Datenübertragung Lichtwellenleiter benutzt. Hierzu werden die elektrischen Signale der Meßgrößenaufnehmer mittels optoelektronischen Koppellementen in entsprechende optische Signale gewandelt und in Lichtwellenleitern zur eigentlichen Auswerteeinheit übertragen. Da Hybridsensoren eigentlich keine optischen Sensoren sind, und sie nur zur galvanischen Trennung und schnelleren Informationsübertragung dienen, soll an dieser Stelle auch nicht näher darauf eingegangen werden.

Extrinsische Sensoren besitzen einen optischen Aufnehmer, der die Meßgröße in ein entsprechendes Lichtsignal wandelt. Dieses Lichtsignal wird über Lichtwellenleiter zur Auswerteeinheit weitergeleitet. Beim Übergang von einem Medium mit hoher Brechzahl in ein Medium mit kleinerer Brechzahl gibt es einen Grenzwinkel, ab dem Totalreflektion stattfindet. Wird nun eine Glasfaser, die am Ende mit einem Winkel größer als der Grenzwinkel angeschliffen ist, sehr dicht an eine Glasplatte gebracht, so strahlt ein Teil des Lichts in die Glasplatte (Abb. 3.9). Dabei ist die eingespeiste Lichtmenge proportional zum Abstand der Glasplatte vom LWL und damit ein Maß für die einwirkende Kraft F . Die in die Glasplatte eingespeiste Lichtmenge wird über einen Lichtwellenleiter einer Photodiode zugeführt und dort in ein elektrisches Signal umgewandelt [Berholds85]. Dieser Sensor läßt sich nur schwer zu einer Matrix mit mehreren Meßpunkten anordnen und ist auch gegen Beschädigung bei zu hohem Druck nicht gesichert. Eine robuste Realisation in einer medizinischen Faßzange ist ebenfalls nur sehr schwer möglich.

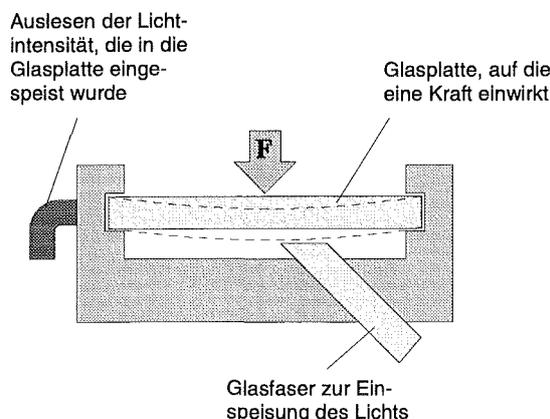


Abb. 3.9: Nutzung des Übergangs von elektromagnetischen Wellen als Sensor

Ein weiteres Beispiel extrinsischer Sensoren zeigt Abb. 3.10. Der Sensor besteht aus zwei Ebenen von Lichtwellenleitern, die um 90° verdreht übereinander liegen. Die beiden Ebenen sind durch elastische Zwischenstücke voneinander getrennt. An den Übergangspunkten ist die Oberfläche der LWL zur besseren Einkopplung des Lichtes aufgeraut. Wird Licht in die Lichtwellenleiter der unteren Ebene eingespeist, kommt es an den Kreuzungspunkten der Lichtwellenleiter zu einer Einkopplung von Licht in die obere Ebene. Es kommt an diesen Stellen zu diffuser Streuung, wodurch mehr Licht in die obere Ebene eingespeist werden kann.

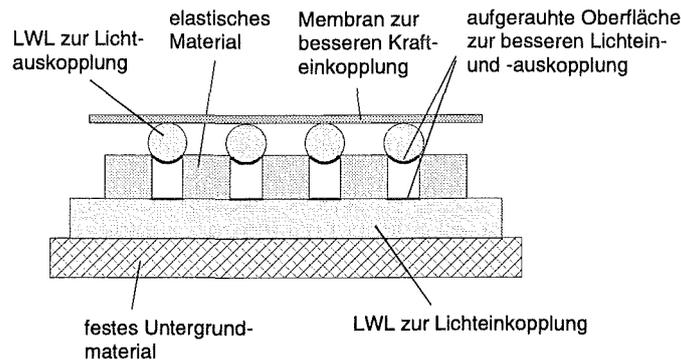


Abb. 3.10: Sensor aus gekreuzten Lichtwellenleitern (LWL)

Kommt es zu einer Krafteinkopplung auf den Sensor, werden die elastischen Zwischenstücke zusammengedrückt, und der Abstand der beiden Lichtwellenleiterebenen verringert sich. Daraus resultiert eine stärkere Lichteinkopplung in die Lichtwellenleiter der oberen LWL-Ebene [Schoen87]. Ein Nachteil dieses Sensorsystems ist die Tatsache, daß Lichtwellenleiter nicht geknickt werden dürfen und je nach Durchmesser bestimmte Biegeradien eingehalten werden müssen. Deshalb benötigt man beim Wegführen der Lichtwellenleiter von der aktiven Zone entsprechend Platz.

Intrinsische Sensoren sind selbst Meßgrößenaufnehmer, d.h. im Lichtwellenleiter selbst tritt eine meßbare Veränderung auf. Abb. 3.11 zeigt einen intrinsischen Sensor, der auf Mikroverbiegung und den daraus resultierenden stärkeren Lichtübertragungsverlusten basiert. Bei intrinsischen Sensoren wird in der Regel Licht auf einer Seite des Lichtwellenleiters eingespeist und die reduzierte Intensität auf der anderen Seite des Lichtwellenleiters gemessen.

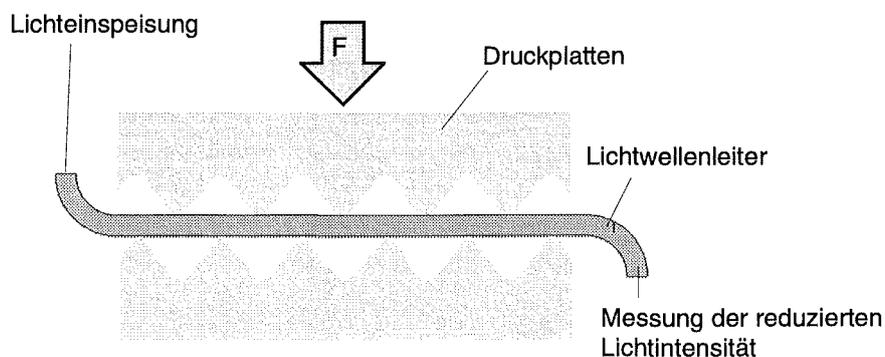


Abb. 3.11: Sensor mit Ausnutzung der Lichtverluste bei Mikroverkrümmung

Die Mikrokrümmung führt zu Verlusten, die bestimmt werden können.

Ein weiterer intrinsischer Sensor, der als taktiles Array konzipiert wurde, benutzt zur Verbiegung der Lichtwellenleiter nicht die Verzahnung aus Abb. 3.11, sondern die Lichtwellenleiter liegen gekreuzt in mehreren Ebenen übereinander. Bei Druckbelastung verhalten sich die Lichtwellenleiter dann wie Biegeelemente. Es können mehrere Lagen aus Lichtwellenleitern übereinander gestapelt werden (Abb. 3.12) [Jenstrom89].

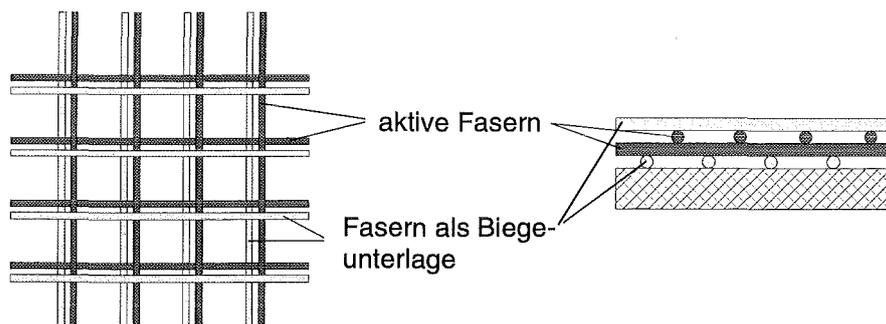


Abb. 3.12: Sensor aus gekreuzten Lichtwellenleitern

Bei beiden Sensoren wird jedoch der Lichtleiter bei einer zu starken Belastung plastisch deformiert und ändert damit seine Eigenschaften oder kann sogar beschädigt und damit unbrauchbar werden.

Eine weitere Möglichkeit der direkten Meßbarkeit einer Kraft besteht in der Ausnutzung der Doppelbrechung bei Glasfasern unter Belastung. Das heißt, die Struktur des Glases, die unbelastet einfachbrechend ist, wird unter zunehmender Belastung immer mehr doppelbrechend. Diese Eigenschaft wird auch sehr oft als photoelastischer Effekt bezeichnet. Die Doppelbrechung bedingt eine Drehung der Polarisierung des Lichtes, die gemessen werden kann. Dazu wird das Licht linear polarisiert in eine Monomodefaser, um 45° gedreht zu den beiden Meßebenen, eingespeist (Abb. 3.13). Bei Belastung und somit zunehmender Doppelbrechung gibt es eine Verschiebung der Amplitudenverhältnisse, die Rückschlüsse auf die Größe der Kraft zulassen. Nachteil hierbei ist zum einen das Problem der Ausrichtung des Lichtstrahls nach den Kristallebenen des Lichtwellenleiters und zum anderen der große Meßaufwand bei der Auswertung der vielen Fasern des Arrays [Optics86].

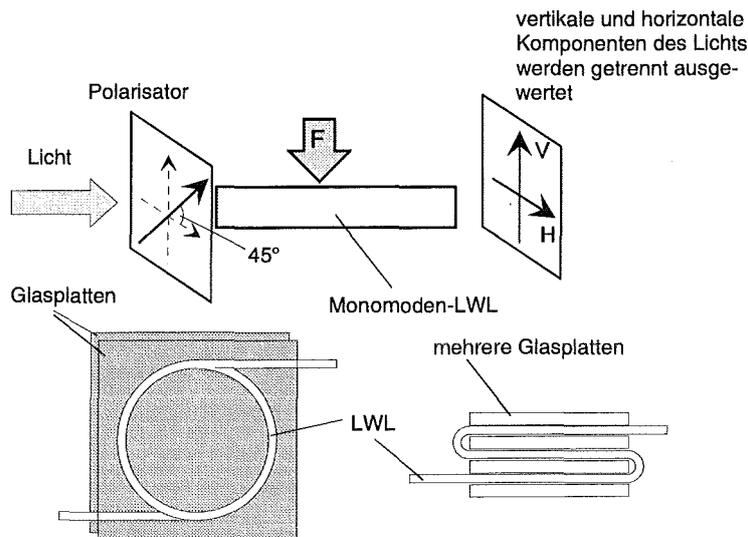


Abb. 3.13: Sensor mit Ausnutzung der Doppelbrechung bei Glas unter Belastung

3.2. Aktorsysteme

Aktoren sind Verbindungsglieder zwischen dem informationsverarbeitenden Teil von elektrischen Steuerungen und einem technischen oder nichttechnischen Prozeß (z. B. biologischer Prozeß). Mit Hilfe von Aktoren lassen sich Energieflüsse oder Massen-/Volumenströme zielgerichtet einstellen. Die Ausgangsgröße ist eine Energie oder Leistung, die häufig als mechanisches Arbeitsvermögen zur Verfügung steht. Übertragungsglieder mit nichtmechanischer Ausgangsenergie/-leistung, z. B. Leistungshalbleiter, können ebenfalls zu den Aktoren gezählt werden. Der Aktoreingang wird stets elektrisch angesteuert und weist meistens Kompatibilität zur Mikroelektronik auf. Diese Aktoren sind also systemfähig [Janocha92].

In diesem Kapitel werden nur Aktorsysteme beschrieben, die als mechanische Reizgebermechanismen für den Einsatz zur Darstellung der Drucksignale in Frage kommen. Allgemein sollen in dieser Arbeit Aktoren, die sich zu sogenannten Stiftsetzmechanismen anordnen lassen, bevorzugt betrachtet werden

3.2.1. Thermobimetalle

Thermobimetalle sind Schichtverbundwerkstoffe, die aus mindestens zwei Komponenten bestehen, untrennbar miteinander verbunden sind und jeweils unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten besitzen [Englert93]. Die Komponente mit dem kleineren Wärmeausdehnungskoeffizienten wird als passiv, die mit dem größeren als aktiv bezeichnet. Bei Erwärmung werden beide Phasen gleich erwärmt, und es findet eine unterschiedliche Ausdehnung der beiden Werkstoffe statt. Dies führt zu einer Verbiegung des Verbundes. Dieser Effekt entfaltet sich in einem Temperaturintervall von mehreren 100 K. Ein einseitig eingespannter Biegebalken (freie Weglänge 50 mm, Dicke 1 mm) aus einem Standardbimetal (z. B. TB1577A) entwickelt bei einer Temperaturänderung von 200 K an der freien Seite eine Ausbiegung von 7,5 mm. Beträgt die Temperaturänderung nur noch 40 K, so verringert sich die Auslenkung auf 1,5 mm.

Die Auslenkung beschreibt dabei eine gekrümmte Kurve. Will man Thermobimetalle als Linearaktoren einsetzen, so muß durch geeignete Wandler Elemente zuerst diese Biegung in eine entsprechende Linearbewegung umgesetzt werden.

3.2.2. Dehnstoffelemente

Bei Dehnstoffelementen werden die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von flüssigen und festen Stoffen genutzt. Sie bestehen meist aus einem druckfesten Behälter, in dem sich eine Dehnstofffüllung (z. B. Wachs, Paraffin oder Siliconöl) befindet. Durch Erwärmung dehnt sich die Dehnstofffüllung aus (z. B. schmilzt das Wachs) und die dabei entstehende Volumenzunahme wird z. B. auf einen Arbeitskolben übertragen. Zur technischen Realisierung drückt der Dehnstoff meist gegen verformbare Materialien (z. B. Membranen, Elastomerhüllen), die eine Umwandlung der Ausdehnung in einen Hub realisieren. Dehnstoffelemente zeigen im Regelbereich eine lineare Temperatur-Hub-Kennlinie mit geringen Hystereseverlusten. Die Einsatzmöglichkeiten solcher Materialien erstrecken sich über einen Temperaturbereich von etwa $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ bis $180\text{ }^{\circ}\text{C}$. Dehnstoffelemente können nicht direkt elektrisch beheizt werden, sondern nur durch das Umgebungsmedium, und es werden zur Ansteuerung dieser Aktoren nahezu ausschließlich PTC-Widerstände verwendet [Jendritza95]. Anwendungen solcher Dehnstoffelemente findet man besonders im Kfz-Sektor sowie im Bereich Heizung/Klima.

3.2.3. Piezoelektrische Aktoren

Piezoelektrische Aktoren nutzen den inversen piezoelektrischen Effekt, d. h. bei Anlegen einer elektrischen Spannung an einen Piezokristall ändert dieser in Abhängigkeit der Spannung seine Form. Diese Formänderung kann als Längenausdehnung oder Volumenausdehnung auftreten. Die erzielbare Längenausdehnung ist jedoch nur sehr gering. Durch Stapelung der Keramik läßt sich der Effekt verbessern. Die damit erreichbare Ausdehnung Δh beträgt bis zu 0,1 mm bei einer Bauhöhe von ca. 5 mm. Bei einem geforderten Aktorhub von ca. 3 mm ist eine Stapelhöhe von 150 mm notwendig. Diese Bauhöhe und die hohe elektrische Feldstärke zur Aktivierung des Aktors erschweren den Einsatz eines solchen Aktors während eines operativen Eingriffs am Menschen. Typische Werkstoffe, die den Piezoeffekt zeigen sind z. B. Quarz (SiO_2) sowie einige Keramiken (BaTiO_3 , PbTiZrO_3).

Mit einer neuartigen Bauform, die aufgrund ihrer halbmondförmigen Begrenzung „Moonie“ getauft wurde, konnte eine Steigerung der Effektgröße (Längenänderung) um fast das zehnfache erzielt werden. Abb. 3.14 zeigt den Aufbau eines solchen Mehrschichtverbundes.

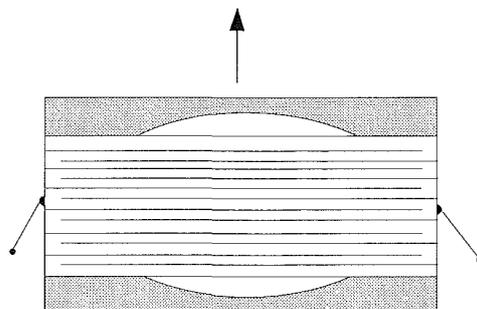


Abb. 3.14: „Moonie“, halbmondförmige Begrenzungsplatten biegen sich auf

Hierbei werden auf einem Mehrschichtverbund zwei Metallplatten mit halbmondförmigen Hohlräumen parallel zur Kontraktionsrichtung befestigt. Findet nun eine Kontraktion der Piezoelemente statt, so biegen sich die Hohlräume elastisch auf. Mit einem Moonie der Größe $5 \times 5 \times 2,5 \text{ mm}^3$ wurde bei angelegter Spannung eine Längenänderung von $20 \mu\text{m}$ erzielt [Uchino89]. Den Einsatz als Linearaktor mit größeren Stellwegen können jedoch auch die Moonieaktoren nicht ermöglichen.

3.2.4. Elektrorheologische Flüssigkeiten (ERF)

ERFs sind Flüssigkeiten, deren Viskosität sich durch äußere elektrische Felder verändern lässt. Diese Änderungen der Fließeigenschaften können durch Gleich- und Wechselfelder erzeugt werden und sind reversibel [Winslow49]. ERFs bestehen aus einem dielektrischen Trägerfluid, in das polarisierbare Feststoffteilchen hoher Permittivität dispergiert sind. Ihr Anteil beträgt üblicherweise 30 % - 50 % [Bloodworth93]. Das Applizieren eines äußeren elektrischen Feldes verursacht eine Polarisation der Partikel, welche sich dann in Ketten anordnen und somit mechanische Brücken zwischen den Elektroden bilden. Erhöht man die Feldstärke langsam, so verändert die Flüssigkeit ihre Viskosität und wird immer fester. Um sie letztendlich erstarren zu lassen, sind Feldstärken mit einigen kV/mm erforderlich. Da die Stromstärken jedoch äußerst niedrig sind, können Hochspannungsmodule mit insgesamt geringer elektrischer Leistung realisiert werden.

[Fricke93] beschreibt ein taktiles grafisches Ein-/Ausgabegerät für blinde Rechnerbenutzer. Der Stiftsetzmechanismus besteht aus einer elastischen Membran und einer darunterliegenden ER-Flüssigkeit (Abb. 3.15). Der Durchmesser eines solchen Punktes beträgt $0,8 \text{ mm}$ und der Abstand zum nächsten Stift beträgt $1,27 \text{ mm}$. Die Amplitude der Stifte ist abhängig von der Dicke der elektrischen Membran sowie der Beschaffenheit des Fluids und der Amplitude der Ansteuerspannung.

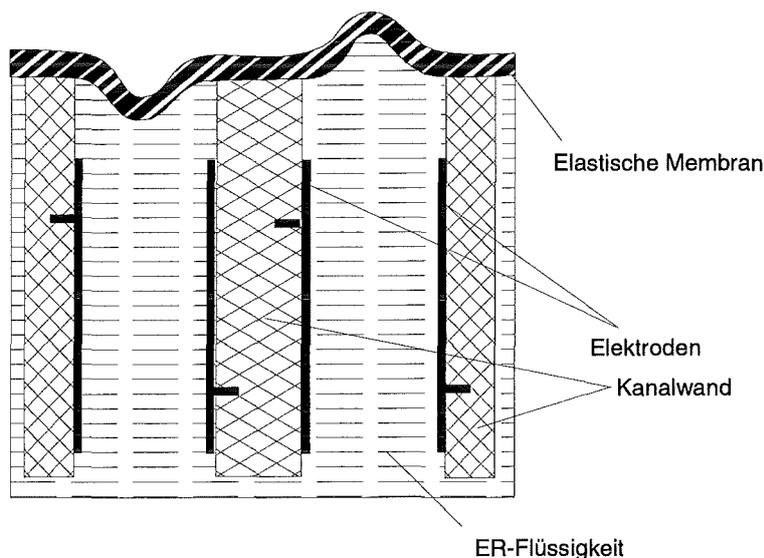


Abb. 3.15: Digitaler Stiftsetzmechanismus aus ERF

Die Defizite solcher ERFs liegen in einer Vielzahl von unerwünschten störenden Effekten, z. B. Sedimentationen, Partikelkoagulationen oder Kettenabbau bei höheren Scherraten, aber vor

allein in ihrem extrem hohen Preis. Ebenfalls unbefriedigend ist die relativ geringe Temperaturspanne, in der Fluide verwendbar sind. Die Temperaturobergrenze liegt derzeit bei ca. 200 °C. Die zur Ansteuerung benötigten elektrischen Hochspannungen können an angrenzenden sensiblen Sensoreinheiten zu erheblichen Funktionsstörungen führen und sind zudem im MIC-OP aus Sicherheitsgründen nicht zulässig.

3.2.5. Magnetorheologische Flüssigkeiten (MRF)

Magnetorheologische Flüssigkeiten reagieren auf das Anlegen eines magnetischen Feldes mit einer reversiblen Änderung ihrer Fließeigenschaft. Sie bestehen aus einem Trägerfluid (meist Mineral- oder Siliconöl), welches ferromagnetische Partikel mit Durchmessern bis zu 100 µm bei einem Volumenanteil von 20 % - 60 % beinhaltet. Diese Suspensionen sind üblicherweise ideal weichmagnetisch, d. h. ihr magnetisches Verhalten ist hysteresefrei und die maximal übertragbare Schubspannung wird typischerweise durch die Sättigungsmagnetisierung bestimmt. Der magnetorheologische Effekt ist am größten, wenn die Feldlinien senkrecht zur Strömungsrichtung verlaufen. Die Einsatztemperaturen solcher MRFs liegt zwischen -40 °C und +150 °C. Die beschriebenen klassischen MRFs bestehen aus relativ großen, schweren und harten Teilchen, welche eine starke Sedimentation zeigen, abrasiv wirken und somit den praktischen Einsatz dieser Flüssigkeiten verhindern. Im Gegensatz zu ERFs, die spannungsgesteuert sind, sind MRFs stromgesteuert. Als Serienprodukt fanden MRFs bisher aufgrund ihrer starken Sedimentation jedoch noch keinen Einsatz [Jendritza95].

3.2.6. Magnetostruktive Aktoren

Der magnetostruktive Effekt beschreibt die Änderung der geometrischen Abmessungen eines Körpers unter dem Einfluß eines magnetischen Feldes. Neben dieser magnetostruktiven Längenänderung in Richtung des magnetischen Feldes existieren auch Quer- und Volumenänderungen. Erwähnenswert ist noch die Umkehrung des magnetostruktiven Effekts, der als magnetoelastischer Effekt bekannt ist. Dieser beschreibt die Änderung der magnetischen Induktion B unter dem Einfluß einer mechanischen Spannung. Der magnetostruktive Effekt erreicht bei Legierungen mit den Bestandteilen Eisen, Nickel oder Kobalt Dehnungen im Bereich von 10 - 30 µm/m. Mittels hochmagnetostruktiven Materialien aus Seltenerdmetall-Eisen-Legierungen werden derzeit Werte von 2000 µm/m erreicht. Bekanntestes Material ist derzeit Terfenol-D (Ter: Terbium, fe: Eisen, nol: naval ordnance laboratory, D: Dysprosium), das eine bis zu 30 mal größere Längenänderung als herkömmliche Piezokeramiken aufweist und deshalb auch als gigantmagnetostruktiver Werkstoff bezeichnet wird.

3.2.7. Formgedächtnislegierungen (FGL)

An dieser Stelle soll nicht näher auf die Formgedächtnislegierungen eingegangen werden, da dies in Kapitel 4.2 ff ausführlich erfolgt. Allgemein sollen nur die Besonderheiten der FGLs aufgelistet werden:

- Große Arbeitsleistung pro Volumeneinheit.
- Vollständige Arbeitsverrichtung durch Temperaturänderung in einem kleinen Temperaturbereich.
- Möglichkeit zur Durchführung verschiedener Bewegungsarten (Zug, Druck, Biegung, Torsion).
- Weitgehende Freiheit in der Gestaltung der Bauteile.
- Beschränkung des Memoryeffekts auf bestimmte Bereiche im Bauteil.

In dieser Arbeit finden aufgrund ihrer großen Arbeitsleistung pro Volumeneinheit Formgedächtnislegierungen aus dem Werkstoff NiTiCu Verwendung. Es werden Dehnungen von bis zu 8 % erreicht.

3.2.8. Chemomechanische Aktoren

Chemomechanische Aktoren können chemische Energie in mechanische Arbeit umwandeln und werden dabei mit muskelähnlichen Aktoren verglichen. Sie besitzen ein hohes Leistungs-Masseverhältnis. Im Hinblick auf einen Einsatz in der Medizintechnik sind besonders die leitfähigen Polymere (siehe auch Kapitel 3.1.1) interessant. Elektrochemomechanische Wandler finden bevorzugt in der Sensortechnik ihren Einsatz, doch hat sich seit kurzem gezeigt, daß vor allem p-elektron-konjugierte Polymere (Polypyrrol, Polyanilin) als Aktormaterial außerordentlich hohe Kräfte aufbringen können. Vergleicht man sie mit biologischen Muskeln ähnlichen Durchmessers, so liegt ihr Leistungsumfang um den Faktor 100 höher. Materialien, die chemische Energie direkt in mechanische umwandeln, lassen sich folgendermaßen klassifizieren [Jendritza95]:

- Natürliche und synthetische gummiartige Materialien (Schwellen in Diluent).
- Vernetzte Collagene (Kontraktion von Collagenfasern in einer Salzlösung).
- Polyelektrolytische Gele.
- Leitfähige Polymere.

Obwohl erhebliche Fortschritte in der Entwicklung von chemomechanischen Wandlern erzielt worden sind, sind derzeit keine akzeptablen Systeme für einen Einsatz in der Medizintechnik bekannt.

3.2.9. Mikroaktoren

Miniaturisierte Realisierungen der o. g. physikalischen Effekte sind als Mikroaktoren denkbar. Mikroaktoren basieren auf dreidimensionalen mechanischen Strukturen kleinster Abmessungen, die z. B. mit Hilfe von Lithographieverfahren hergestellt werden. Die funktionsbestimmenden Größen wie z. B. Hub, Auslenkung usw. liegen im μm -Bereich. Zur Krafterzeugung werden unterschiedliche Wirkprinzipien (Bimetall-, Piezo-, Formgedächtniseffekt) genutzt. Allerdings führen die linearen Verkleinerungen zu erheblichen Einbußen bei der Kraftentfaltung der Aktoren. Diese Strukturen werden in der Regel für jede Anwendung neu entworfen, d. h. es gibt noch keine Standardaktoren [Englert93]. Ein großer Vorteil beim Design solcher Mikroaktoren zeigt die Möglichkeit der Herstellung nicht nur eines Aktors, sondern die Integration vieler

Aktoren auf kleinstem Raum. Die Kombination mit der Mikroelektronik bietet zusätzlich noch die Möglichkeit, ein Komplettsystem zu realisieren. Probleme hierbei bereiten derzeit noch die unterschiedlichen Prozeßabläufe bei der Herstellung und vor allem die zur Mikrostrukturierung verwendeten Ätzmittel. Aufgrund der extremen Miniaturisierung herkömmlicher Wirkprinzipien reduzieren sich die Effektgrößen proportional dem Miniaturisierungsgrad. So werden z. B. bei der Herstellung von NiTi-Aktoren aus Dünnschichten (Dicke 20 µm) nur Kräfte im mN-Bereich erzielt, so daß das gewünschte Schalten großer mechanischer Lasten mit zunehmender Verkleinerung nicht mehr möglich ist.

3.3. Taktile-haptische Anzeigeeinheiten

Taktile-haptische Anzeigeeinheiten finden ihren Einsatz vor allem als Lese- und Kommunikationshilfen für sehgeschädigte oder sehbehinderte Personen. Es gibt eine Vielzahl von Beispielen verschiedener Ansätze, die alle das gleiche Ziel verfolgen: **Binäres Setzen möglichst vieler Stifte auf möglichst kleiner Fläche, bei vertretbarer Ansteuerelektronik.** Im Rahmen dieser Arbeit werden drei Beispiele vorgestellt. Hierbei handelt es sich um ein kommerziell erhältliches piezoelektrisches Braillemodul, einen mechanischen Setzmechanismus (elektromagnetischer Aufbau) mit sehr großer Punkteanzahl und ein System zur direkten elektrischen Reizung der Sinneszellen durch Reizelektroden.

Anschließend werden aus dem Arbeitsgebiet der Virtual Reality (VR) neue taktile Ausgabesysteme für die Krafterückkopplung vorgestellt. Es werden jedoch nur Systeme beschrieben, die in direktem Zusammenhang mit einem Einsatz in der Medizin stehen.

3.3.1. Taktile Displays für Blinde

Das wichtigste Mittel für sehbehinderte Personen zur Verbreitung von Texten ist die bereits 1829 von Louis Braille erfundene Blindenschrift. Diese besteht aus einer definierten Anordnung von 6 tastbaren Punkten. Durch eine Erweiterung auf 8 Punkte wurde der darstellbare Zeichensatz vergrößert, so daß die Darstellung von Sonderzeichen ebenfalls möglich ist (Abb. 3.16).

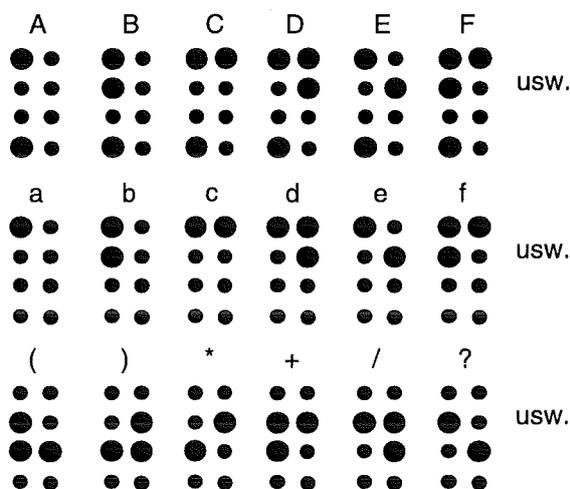


Abb. 3.16: Beispiele von Buchstaben und Sonderzeichen der Blindenschrift (dicke Punkte entsprechen einem gesetzten Stift)

Trägermaterial dieser Zeichen sind überwiegend Kartonpapier oder Kunststofffolien. Zur Kommunikation mit Computern dienen sogenannte Braillezeilen, die aus der Anordnung von 20, 40 oder sogar 80 solcher Zeichen (8-Punkteanordnungen, Braillemodule) in einer Zeile bestehen. Große Akzeptanz als taktile Anzeigeeinheiten für Blinde finden Piezoaktoren. Dieser Anzeigetyp ist der am weitesten verbreitete für textliche Darstellungen [Weber89]. Einer der ältesten Vertreter dieser Anzeigeeinheiten stellt das von [Bliss/et al.70] entwickelte OPTACON dar. Hierbei handelt es sich um eine Anordnung von 24 x 6 Piezobiegeelementen, welche vibrierend angesteuert werden. Abb. 3.17 zeigt den Aufbau eines Einzelaktors.

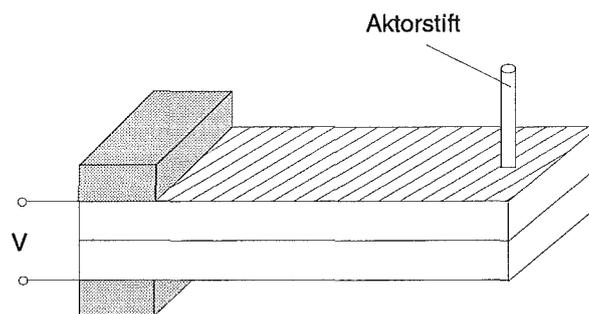


Abb. 3.17: Piezoelektrischer Biegeaktor nach [Bliss/et al.70]

Die Akzeptanz dieses Lesegeräts ist unter den blinden Benutzern geteilt. Nicht jeder Blinde kann mit dieser Art der Darstellung die gewünschte Information aufnehmen.

3.3.1.1. Stuttgarter Stiftplatte

Abb. 3.18 zeigt den Aufbau eines elektromagnetischen Setzstiftes. Hierbei ragt der Stift in seiner Ruhestellung über die Tastoberfläche heraus, da die Feder den Stift nach oben drückt und der Eisenkern nicht magnetisiert ist. Wird mittels eines Gleichstroms durch die Spule der Eisenkern magnetisiert, so zieht dieser Magnet die Eisenplatte an und der Stift bewegt sich nach unten. Mit einem kurzen, dem setzenden Gleichstrom entgegengerichteten Gleichstrom wird der Eisenkern entmagnetisiert und die Feder drückt den Stift wieder nach oben in seine Ruhestellung. Der minimale Stiftabstand beträgt mit dieser Technik 3 mm.

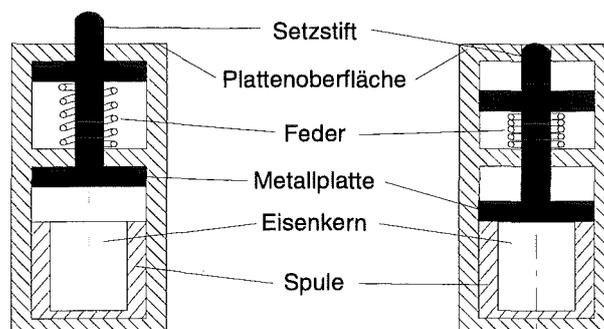


Abb. 3.18: Aufbau eines Einzelsetzstiftes (Stuttgarter Stiftplatte) [Klöpfer87]

Die aus solchen Einzelaktoren bestehende sogenannte „Stuttgarter Stiftplatte“ besitzt insgesamt 7021 Setzstifte welche in 59 Zeilen zu je 119 Stiften angeordnet sind. Die Setzgeschwindigkeit eines Stiftes beträgt hierbei ca. 4 ms, und der Abstand von den Stiften zueinander beträgt 3 mm. Die Ansteuerung der Stifte erfolgt über die serielle Schnittstelle eines Rechners. Es können wahlweise Gruppen von Stiften, ganze Zeilen oder aber alle Stifte angesprochen werden [Klöpfer87]. Hierbei interpretiert die Ansteuerelektronik der Platte den aktuellen Zustand des jeweiligen Stiftes, und es werden nur Stifte angesprochen, deren Zustand sich ändert.

Es ist somit möglich, Blindenschrift 2-dimensional darzustellen. Es können z. B. Tabellen oder andere Grafiken fühlbar gemacht werden. Das von Blinden oft geforderte zueihändige Lesen wurde erstmals wieder ermöglicht. Eine große Verbreitung dieser Stiftplatte hat bis heute jedoch nicht stattgefunden, da der Preis (ca. 70.000.-DM) sehr hoch ist und nur insgesamt 4 Exemplare vorwiegend in Forschungseinheiten Verwendung finden.

3.3.1.2. Elektrotaktile Schriftastverfahren

Gegenstand dieser Untersuchung war die Frage, ob es möglich ist, die Übermittlung von Schrift und Bild über elektrische Reizung von Rezeptoren sinnvoll wiederzugeben. Hierfür wurden Gruppen von punktförmigen Reizelektroden in einem der Braillezeichenanordnung analogen Aufbau angereicht. Die Reizelektrode sollte dabei eine örtlich definierte, möglichst punktförmige Reizung erlauben. Eine gegenseitige Beeinflussung der Elektroden sollte möglichst ausgeschlossen werden [Brümmer87].

Bei einer Anordnung nach Abb. 3.19a lassen sich die einzelnen Punkte eindeutig zuordnen. Wird jedoch die Punktzahl bei gleicher Grundfläche erhöht (Abb. 3.19b), treten Verwirrungen auf. Um diese Verwirrung zu vermeiden, müssen die Elektroden mindestens 5 mm voneinander getrennt sein. Die Elektroden und die Gegenelektrode sind im Vergleich zur Grundfläche erhaben. Dadurch treten bei Berührung mechanische Störempfindungen auf.

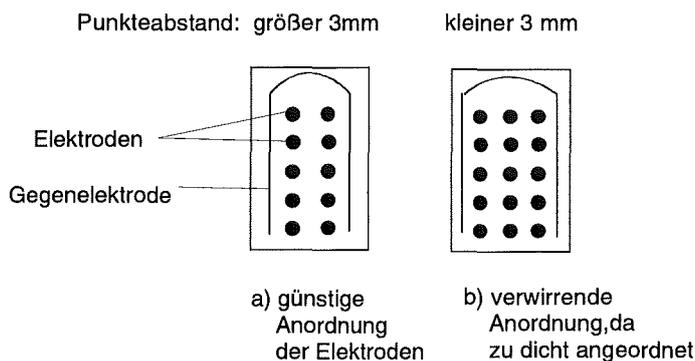


Abb. 3.19a+b: Elektrodenanordnung zur Übermittlung der Reizmuster [Brümmer87]

Bei einer elektrotaktile Reizung sollten Reizelektrode und Gegenelektrode in einer Fläche liegen. Die endgültige Elektrodenform zeigt Abb. 3.20. Sie besteht aus einer mit Gold beschichteten Kupferfolie.

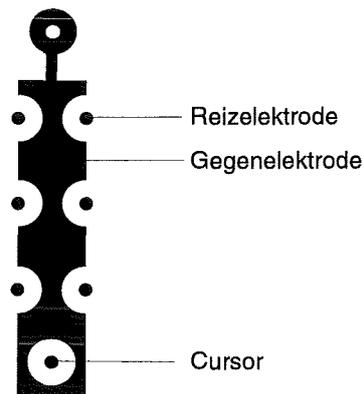


Abb. 3.20: Elektrotaktile Brailleanzeige [Brümmer87]

Durch Variation der Impulspausen kann die Reizqualität eingestellt werden. Es kann zusätzlich Information vermittelt werden, z. B. kann ein schwarzer Punkt durch einen kribbelnden Reiz übersetzt werden und derselbe Punkt in Grau wird als klopfender Reiz interpretiert. Es ist somit gelungen zusätzliche Informationen in ein Braillezeichen zu integrieren [Brümmer87].

Als nachteilig hat sich hier erwiesen, daß blinde Benutzer ihre erlernten Fertigkeiten beim Lesen taktil-haptischer Ausgabeinheiten nicht mehr anwenden können und ein Umlernen erforderlich ist. Zudem findet diese Art der Informationsvermittlung bei Blinden keine Akzeptanz. Es wird z. B. die Reizstärke bei einem bestimmten Auflagedruck eingestellt. Bei Verringerung dieses Drucks können durch Reduzierung der Auflagefläche sehr hohe Reizstärken (Stromdichten) auftreten.

3.3.2. Kraftrückkopplungen in der Robotik und in virtuellen Umgebungen

In der Robotik soll durch kombinierte Sensor- und Aktorsysteme das Greifen von Gegenständen ohne deren Beschädigung ermöglicht werden. Um das Verhalten solcher sehr komplizierten und teuren Sensor- und Aktorsysteme zu erhalten, bedient man sich neuerdings der Simulation in virtuellen Umgebungen (VR). Hierbei wird der Sachverhalt und die Problematik durch entsprechend schnelle Rechner in virtuellen 3D-Umgebungen simuliert. Dies hat den Vorteil, daß aufgrund zunehmender Rechengeschwindigkeiten eine Simulation der Lösungsansätze im Vorfeld der Entwicklung ermöglicht wird, und somit teure Erprobungsphasen verkürzt oder vermieden werden.

Sehr häufig werden zur Interaktion mit dem Rechner sogenannte Datenhandschuhe verwendet (Abb. 3.21). Hier muß zwischen passiven und aktiven Datenhandschuhen differenziert werden. Passive Datenhandschuhe sind mittlerweile kommerziell erhältlich und der Datenstrom ist unidirektional vom Handschuh zum Rechner. Es befinden sich flexible, mit Sensoren behaftete Strukturen an den einzelnen Fingergelenken, welche die Stellung der Finger bzw. der Hand im Raum messen und die Signale an den Rechner weitergeben. Anschließend kann in der Simulation die Stellung der Hand mit ihren Fingerpositionen grafisch dargestellt werden.

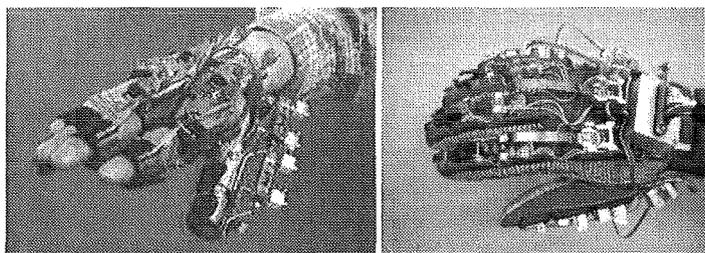


Abb. 3.21: Beispiele unterschiedlicher passiver Datenhandschuhe [Honderd96] und [Bergamasco96]

Aktive Datenhandschuhe erlauben nun eine bidirektionale Interaktion mit dem Computer. Es kann nicht nur die Interaktion vom Handschuh zum Rechner erfolgen, sondern es können auch virtuelle Gegenstände gegriffen werden. Hierbei wird die Hand in ihrer Bewegungsfreiheit vom Rechner gesteuert gebremst oder sogar gestoppt und somit das Greifverhalten nachempfunden (Abb. 3.22). Es entsteht der Eindruck, als hätte man das virtuelle Objekt tatsächlich in der Hand [Burdea92].

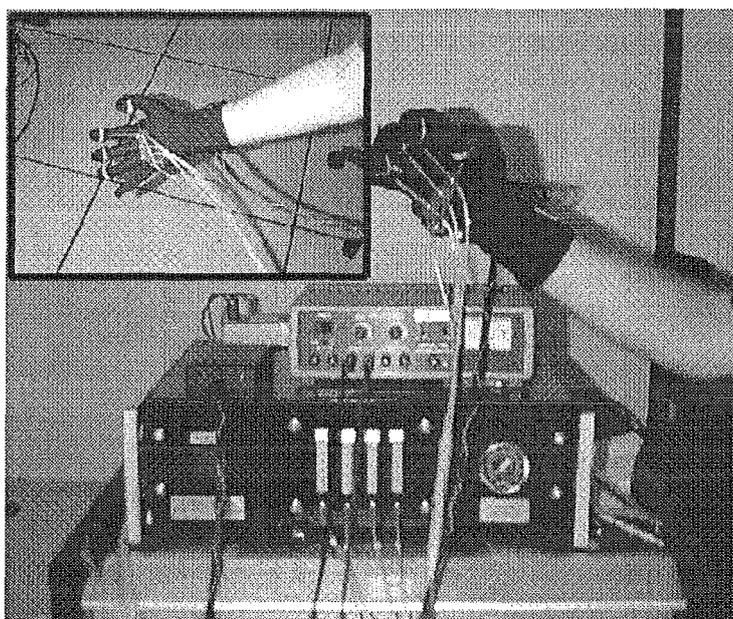


Abb. 3.22: Aktiver Datenhandschuh nach [Burdea92]

Auch in der MIC wird vor allem zum Training neuer Operationsmethoden versucht, den Operationssitus und die realen Operationsbedingungen auf entsprechend schnellen Rechnern in Echtzeit zu simulieren. Das Abtasten und Interagieren von virtuellen Gegenständen durch den Zeigefinger ermöglicht das System (PHANToM) von [Massie94]. Das Gerät hat drei kraftrückgekoppelte Freiheitsgrade und ist mit einer Fingerspitze zu bedienen. Virtuelle Oberflächen und Texturen können mit diesem System greifbar gemacht werden. Eine Erweiterung dieses Systems (PHANToM) zeigt Abb. 3.23. Hier wird durch den Bediengriffel eine virtuelle Faßzange simuliert. Die auftretenden virtuellen Hantierungskräfte werden durch die kraftrückgekoppelten Freiheitsgrade auf den Griffel zurückvermittelt [Krumm96]. Es entsteht der Eindruck als ob man tatsächliches Gewebe manipuliert.

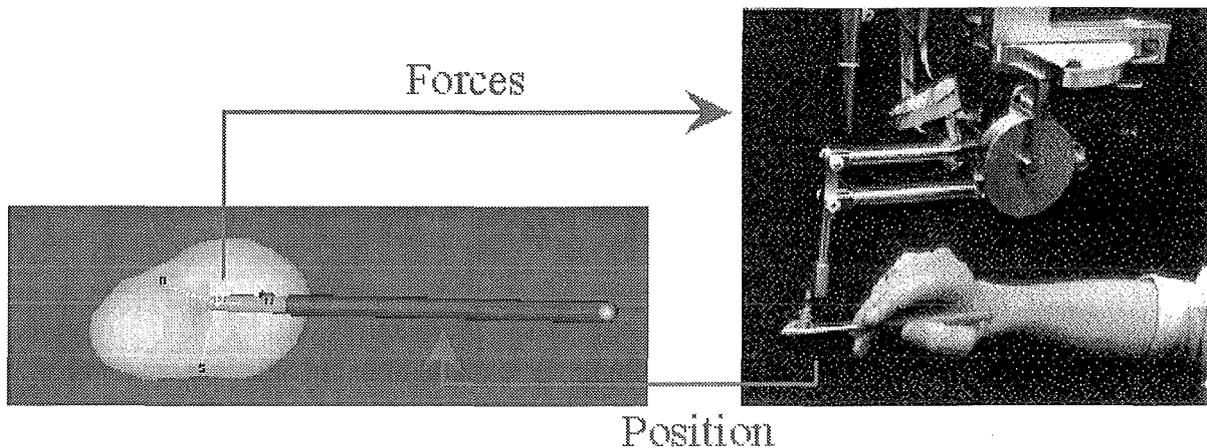


Abb. 3.23: PHANToM mit Griffel zur Interaktion mit simulierten Gewebe [Krumm96]

3.4. Taktile Sensoren in endoskopischen Zangen mit und ohne Rückkopplung

In [DASA95] wird ein Sensorsystem mit einem Aktorsystem gekoppelt. Hierbei handelt es sich sensorseitig um 6 Sensoren (Abb. 3.24), die in das Maulteil einer endoskopischen Faßzange integriert sind. Aktorseitig sind 6 ERF-Aktoren hintereinander angeordnet (Abb. 3.25).

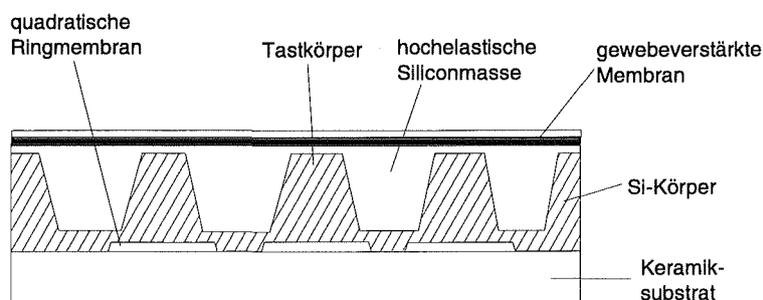


Abb. 3.24: DASA-Sensoraufbau für taktile Faßzange

Die von außen einwirkenden Kräfte werden über die Tastkörper auf die Ringmembran übertragen. Die Umwandlung der Kräfte in elektrische Signale erfolgt wie bei piezoresistiven Sensoren üblich über Piezowiderstandsbrücken. Die Anordnung besitzt sechs drucksensitive Zellen, die linear hintereinander angeordnet sind. Die Drucksignale dienen zusätzlich zur Ansteuerung von sechs hintereinander angeordneten ERF-Aktoren, die im Griff der Zange untergebracht sind. Der Aktor basiert ebenfalls im wesentlichen auf zwei mikrostrukturierten Si-Bauteilen (Abb. 3.26) sowie zwei dünnen, flexiblen Membranen und einer elektrorheologischen Flüssigkeit.

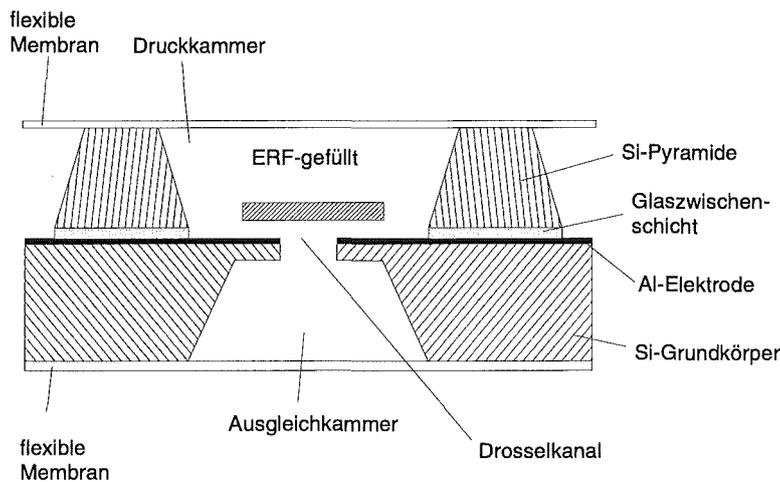


Abb. 3.25: DASA-Aktoraufbau für taktile Faßzange

Bewegt sich die obere Membran durch Einwirkung einer äußeren Kraft nach unten, so wird Flüssigkeit von der Druckkammer in die Ausgleichkammer gedrückt. Sie muß dabei den Drosselkanal passieren. Die Flüssigkeit kann nun durch ein äußeres elektrisches Feld, das zwischen der Elektrode und der Si-Pyramide erzeugt wird, verändert werden. Die äußere Kraft, die durch den Fingerdruck entsteht, erfährt durch Variation des Feldes eine mehr oder weniger große Gegenkraft. Entsprechend wird das Material in der Druckkammer als mehr oder weniger weich empfunden [DASA95]. Der Sensor wurde bereits gebaut und getestet, wohingegen der Aktor zum Zeitpunkt dieser Dissertation noch nicht vorlag.

Von einem weiteren Versuch der Integration eines taktilen Sensors in ein endoskopisches Instrument berichtet [Peine95]. Dabei handelt es sich um einen taktilen kapazitiven Foliensensor (vgl. Kapitel 3.1.3.), der in die Spitze eines Taststabes integriert wurde. In weiterführenden Arbeiten berichtet [Howe95] von der Integration eines taktilen Displays, welches mit den Signalen dieses Sensors angesteuert werden soll. Der Sensor weist eine Matrix von 8 x 8 Sensoren auf, der Aktor dagegen besteht nur aus 6 x 4 Aktoren.

3.5. Bewertung der untersuchten endoskopischen Drucksensorsysteme

Alle untersuchten endoskopischen Drucksensorsysteme integrieren die Sensoren meist in herkömmliche Faßzangen mit scherenartigen Öffnungsmechanismen oder aber in die noch ungünstigere Form des Taststabes. Bei scherenartigen Öffnungsmechanismen tritt jedoch während der Kraftentfaltung beim Schließen eine Verzerrung des Druckprofils auf. Hierbei tritt schaftnah ein höherer Druck auf als schaftfern. Aufgrund der schräg stehenden Maulteile versucht das Gewebe nach distal zu entweichen. Eine kontrollierte gleichmäßige Druckentfaltung zwischen den Maulteilen auf das Gewebe kann nur bedingt erfolgen und das Gewebe wird schaftnah sehr viel mehr gedrückt als schaftfern. Verhärtungen die schaftfern liegen können ebenfalls nur bedingt erkannt werden.

Beim Taststab ist eine kontrollierte Kraftentfaltung während dem Berühren von Gewebe völlig unmöglich, da der Taststab ohne jede qualitative Kontrolle auf das Gewebe gedrückt wird. Hierbei erfolgt die Kraftentfaltung individuell durch den Benutzer gesteuert und ist somit schwer reproduzierbar.

Eine Anordnung der Sensoren in Längsrichtung [DASA95] ist für die Lokalisierung von Verhärtungen in Hohlorganen ebenfalls denkbar ungünstig, da die Hohlorgane zur sinnvollen Diagnose in Richtung der Achse der Sensoren gefaßt werden müßten. Da in der Zange während eines Greifvorgangs keine Kraftbegrenzung vorhanden ist, wird auch die Aussage des Aktors (Änderung der Viskosität) nicht viel über das Gewebe mitteilen können, denn je nach aufgebrachtem Druck zwischen den Maulteilen der Zange wird sich auch der Aktor entsprechend hart oder weich anfühlen. Die Anordnung nach [Howe95] enthält eine unterschiedliche Anzahl von Sensorelementen und Aktorelementen, d. h. es kann keine 1:1 Darstellung der Sensorsignale erfolgen. Somit ist die Rückvermittlung der Drucksignale nicht mehr sinnvoll möglich. Zudem ist auch hier, aufgrund der Integration des Sensors in einen Taststab, eine kontrollierte Kraftentfaltung auf die sensitive Fläche nicht mehr möglich.

Letztendlich zeigen die untersuchten Systeme, daß immer Standardsensoren in Standardinstrumente integriert werden, damit eine Umgewöhnung der Chirurgen an andere Instrumente vermieden wird. Das primäre Ziel der Erkennung von Verhärtungen und ihre sinnvolle Darstellung spielt hierbei nur noch eine untergeordnete Rolle. Der Verlust wichtiger Informationen durch diese Anpassung wird dabei vernachlässigt. Allein die Integration eines taktilen Sensors in eine parallelgreifende Faßzange könnte zahlreiche Probleme bei der Druckmessung beseitigen. Es wurden jedoch bisher nur sehr wenige Versuche unternommen, dem Chirurgen Instrumente mit anderen Schließmechanismen zur Verfügung zu stellen und somit seine Akzeptanz bzgl. dieser Instrumente zu prüfen.

Im Rahmen dieser Arbeit war daher trotz des zu erwartenden hohen Entwicklungsaufwands ein **neuer Ansatz** notwendig geworden. Das System soll aus einem taktilen Sensor und dem dazugehörigen taktil-haptischen Aktorsystem zur Darstellung der gemessenen Druckprofile bestehen. Im Vorfeld dazu müssen Versuche über die sinnvolle Darstellung von Druckprofilen durch Stiftsetzmechanismen erfolgen, da es bisher keinerlei Erkenntnis mit 3D-Grafiken in diesem Bereich gibt. Hierfür soll eine gesonderte Meßanordnung aufgebaut werden, womit die Stiftauslenkungen während der Erkundung der Oberfläche durch die Finger gemessen werden können. Der Sensor soll in eine ebenfalls neu zu entwickelnde, parallelgreifende und kraftbegrenzende Faßzange integriert werden. Die Druckdaten sollen zum einen visuell auf einem PC-Monitor sichtbar gemacht werden, und zum anderen direkt auf das taktil-haptische Display weitergeleitet werden.

4. Konzeptbildung und Ausführung

In diesem Kapitel wird der Aufbau eines neuen, optischen Einzelsensors, sowie seine Integration in eine Matrix, beschrieben. Er ist in eine eigens dafür entwickelte parallelgreifende Faßzange eingebaut. Durch diese neuartige Faßzange soll erstmals eine laparoskopische Messung von Druckverteilungen ermöglicht werden. Nachfolgend werden seine besonderen Eigenschaften, die Signalauswertung, -weiterleitung und -verarbeitung sowie die Gestaltung der grafischen Oberfläche erläutert. Im Anschluß erfolgt die Dimensionierung und der Aufbau eines Einzelaktors sowie die Integration dieses Einzelaktors in das Aktorarray. Die Ansteuerung der Aktoren im Verbund und die Schnittstelle Sensor-Aktor wird abschließend beschrieben.

4.1. Taktile Tastsensor

Nachfolgend wird der Aufbau und die rechnerische Dimensionierung des Sensors beschrieben. Dabei wird zwischen 2 Typen von Sensoren unterschieden. Beim ersten Typ handelt es sich um einen komplett eingespannten Einzelsensor und der 2. Typ beschreibt einen teilweise eingespannten Einzelsensor. Die rechnerische Dimensionierung dieser zwei Sensortypen erfolgt mit einer analytischen Berechnung für den komplett eingespannten Sensor und einer FE-Analyse für den teilweise eingespannten Sensor. In der Matrix aus Sensoren findet jedoch nur der teilweise eingespannte Sensor Einsatz. Dies liegt an der günstigeren Krafteinkopplung. Die Beschreibung der Funktion des Sensors erfolgt nur am teilweise eingespannten Sensor. Die späteren Ergebnisse werden ebenfalls in die Teilbereiche Einzelsensor und Sensoren im Verbund (Sensormatrix) eingeteilt.

4.1.1. Systemanforderungen und Entwurfskriterien

Die fundamentalen Anforderungen an das Sensorsystem lauten 8 x 8 drucksensitive Punkte auf einer Fläche $\leq 1 \text{ cm}^2$. Dies resultiert aus dem in Kapitel 2.4.2 aufgeführten physiologischen taktilen Auflösungsvermögen des menschlichen Fingers. Der Sensor selbst soll hierbei gegen äußere elektromagnetische Störfelder unempfindlich sein. Zudem soll eine Aussage über die auftretenden Greifkräfte während des Greifens möglich sein, bzw. eine mechanische Greifkraftbegrenzung muß für eine gleichmäßige Kraftentfaltung zwischen den Maulteilen der Faßzange sorgen. Diese Anforderung verlangt ein parallelschließendes Maulteil, da dadurch die Krafteinleitung in das Gewebe homogen wird. Mit einer solchen parallelgreifenden Faßzange sollen Hohlorgane, vorwiegend der ableitende Gallengang und die Lymphknoten im Beckenbereich, untersucht werden. Die Vorgehensweise einer endoskopischen Palpation mit einer solchen parallelgreifenden Faßzange erfolgt gemäß Abb. 4.1.

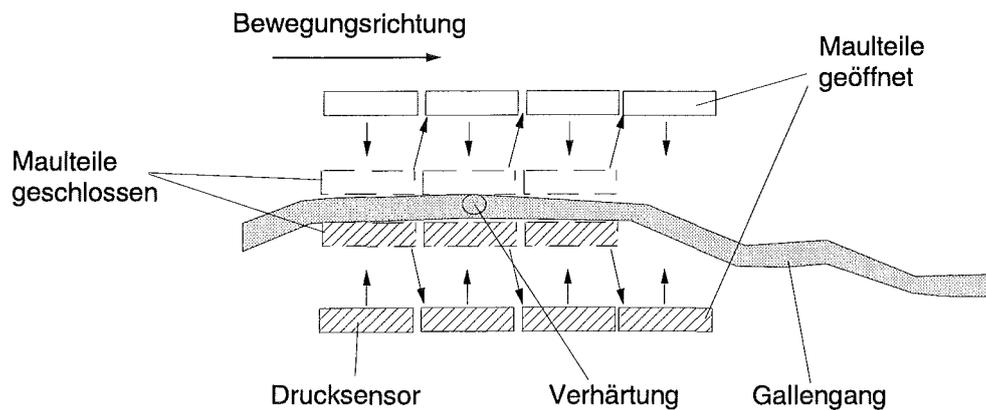


Abb. 4.1: Sequentielles Abtasten durch Bewegung der Zange

Das zu untersuchende Hohlorgan wird von einer Seite kommend in Richtung der gegenüberliegenden Seite stückweise abgetastet (Abb. 4.1). Hierbei ist lediglich darauf zu achten, daß die Lücken zwischen den abgetasteten Partitionen nicht zu groß sind, damit nicht ein ausgelassenes Teilstück eventuell doch eine Verhärtung in sich birgt. Durch die Greifkraftbegrenzung im Zangengriff wird während des Schließens der Zange immer eine definierte Kraft zwischen den Maulteilen der Zange entwickelt. Eine Aussage über die Härteverteilung in diesem Hohlorgan ist dadurch möglich. Zusätzlich wird die Beschädigung des Gewebes durch zu hohe applizierte Zangenkräfte verhindert.

Es lassen sich folgende Anforderungen an eine taktile Zange und insbesondere an den Verbund aus Sensoren stellen:

- 8 x 8 Druckpunkte auf einer Fläche von $\leq 1 \text{ cm}^2$ (entsprechend dem taktilen Auflösungsvermögen der menschlichen Hand).
- Integration des Sensors in das distale Ende einer endoskopischen Faßzange mit maximalem Außendurchmesser von 16 mm.
- Störsicherheit gegen elektromagnetische Störfelder.
- Ansprechschwelle $\leq 0,1 \text{ N}$.
- Dynamikbereich von 0,1 N bis 15 N.
- Reproduzierbarkeit der Signale.
- Meßzeit und Auswertung für alle Signale $< 0,5$ Sekunden.
- Parallelgreifende Faßzange.
- Integration einer Greifkraftbegrenzung im Zangengriff.

4.1.2. Aufbau des teilweise eingespannten optischen Sensors

Bevor die Berechnungen zur Dimensionierung des Sensors erfolgen, sollen die prinzipielle Funktionsweise des Sensors und sein Aufbau kurz erläutert werden.

Die drucksensitive Einheit besteht im wesentlichen aus einem zylindrischen Siliconkautschuk, der mit einer Längsbohrung versehen ist. Dieser Hohlzylinder aus Silicon ist teilweise eingespannt und endet auf einem Lichtwellenleiter. Eine Elektrolumineszenz-Leuchtfolie (EL-Folie) der Dicke 0,17 mm liegt flexibel auf dem Siliconzylinder und leuchtet durch die Bohrung im Silicon auf den darunterliegenden Lichtwellenleiter (LWL). Dieser Lichtwellenleiter endet direkt auf der lichtsensitiven Fläche eines CCD-Chips, der zur Auswertung der Lichtsignale dient (Abb. 4.2). Wird ein Druck auf die Leuchtfolie und den darunterliegenden Siliconhohlzylinder ausgeübt, so verengt sich die Bohrung des Hohlzylinders und die in den Lichtwellenleiter eingekoppelte Strahlungsleistung reduziert sich. Diese reduzierte Strahlungsleistung wird durch den CCD erfaßt und ausgewertet [Heilig95]/[Fischer95]. Die genaue Beschreibung der Funktionsweise der Signalverarbeitung erfolgt in Kapitel 4.1.5.

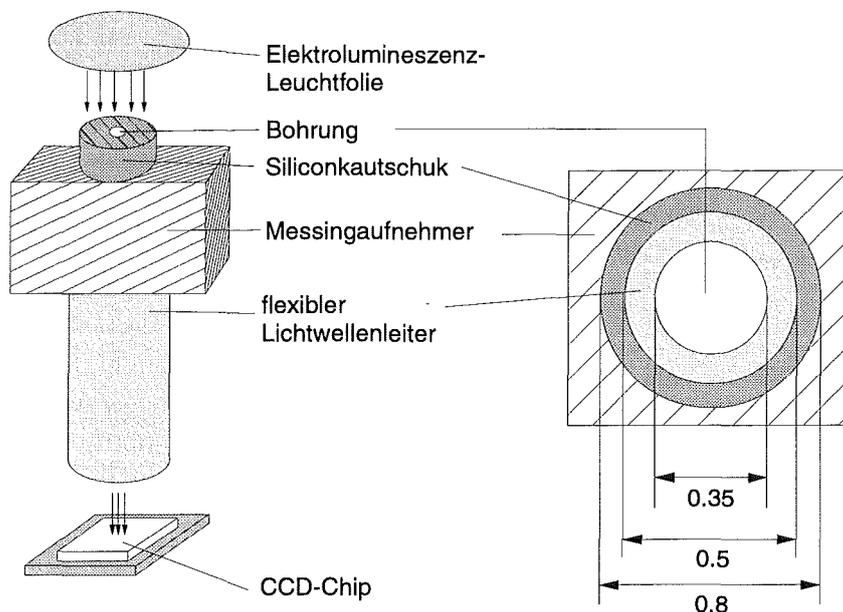


Abb. 4.2: Funktionsprinzip des Sensors

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein Elastomer der Firma Wacker-Chemie verwendet. Es besitzt die Bezeichnung: Elastosil RT-622. Das zur Berechnung des Sensors nötige E-Modul wurde am IMF (Institut für Materialforschung) an einer Druckprüfmaschine ermittelt (Kapitel 6.1).

Die Leuchtfolie besteht aus einer ultradünnen, vierlagigen Schicht aus Elektrode, Isolationsschicht, Leuchtschicht und transparenter Elektrode. Die Lumineszenzschicht enthält spezielle fluoreszierende Farbstoffe, die in einem Binder verteilt sind, der eine hohe dielektrische Konstante besitzt. Bei Anlegen einer Wechselspannung fängt die Folie an zu leuchten [Seikosha95].

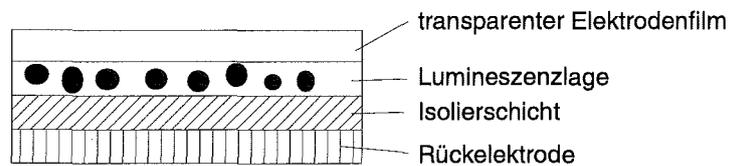


Abb. 4.3: Aufbau der Leuchtfolie (EL-Folie)

Die Leuchtfolie lässt sich sehr einfach schneiden und somit in jede gewünschte Form bringen. Durch eine geringe Leistungsaufnahme entsteht eine nur geringe Wärmeentwicklung. Eingesetzt wurde eine Elektrolumineszenz-Leuchtfolie vom Typ Ultra-thin der Firma Seikosha. Die technischen Daten der Folie lauten:

Dicke	0,17 mm
Betriebsspg.:	20 - 200 V (AC)
Frequenz:	50 - 3000 Hz
Temp.-Bereich:	-30 °C - +60 °C

Der Lichtstrom der Folie ist von der Spannung und der Frequenz abhängig. Die eingesetzte Folie besitzt bei einer Ansteuerspannung von 100 V und einer Frequenz von ca. 400 Hz eine Wellenlänge von ca. 620 nm [Seikosha95]. Der Lichtstrom der Folie beträgt nach ca. 100 Betriebsstunden noch 50 % des ursprünglichen Lichtstroms. Bei Einmalverwendung der Folie und einer durchschnittlichen Operationsdauer von ca. 4 Stunden darf dies vernachlässigt werden. Durch den sehr dünnen Aufbau der Schichten und der Gitterstruktur der transparenten Elektrode ist man auf die vorgegebenen Kontaktierungsflächen angewiesen. Diese sind in der Gesamtanordnung nicht störend, erschweren aber die Handhabung bei der Kontaktierung der Folie.

Bei dem Lichtwellenleiter handelt es sich um PMMA-Lichtleiter der Firma Conrad Elektronik. Es ist ein Multimode-Lichtwellenleiter (Gradientenfaser) mit sich kontinuierlich änderndem Brechungsindex und einer Dämpfung von 0,18 dB/m bei einer Peakwellenlänge von 650 nm. Die numerische Apertur beträgt $N_A = 0,53$. Der Außendurchmesser beträgt 0,5 mm und der minimale Biegeradius von 10 mm sollte nicht unterschritten werden.

Die gesamte Sensorfläche besteht nun aus insgesamt 64 solcher Einzelsensoren, die zu einer 8 x 8 - Matrix angeordnet sind. Durch diese 64 Einzelkanäle wird das Licht direkt auf eine Matrix aus 8 x 8 Lichtwellenleitern weitergeleitet (Abb. 4.4). Dieses Bündel aus Lichtwellenleitern endet unmittelbar am Zangengriff auf der lichtsensitiven Fläche des CCD-Chips. Die Steuerung des CCD-Chips entspricht hierbei nicht mehr der CCIR-Norm (Comité Consultatif International de Radiodiffusion - europäische Fernsehnorm), sondern erfolgt nach einem selbst konzipierten Prinzip. Dieses wird in Kapitel 4.1.5.1 näher beschrieben.

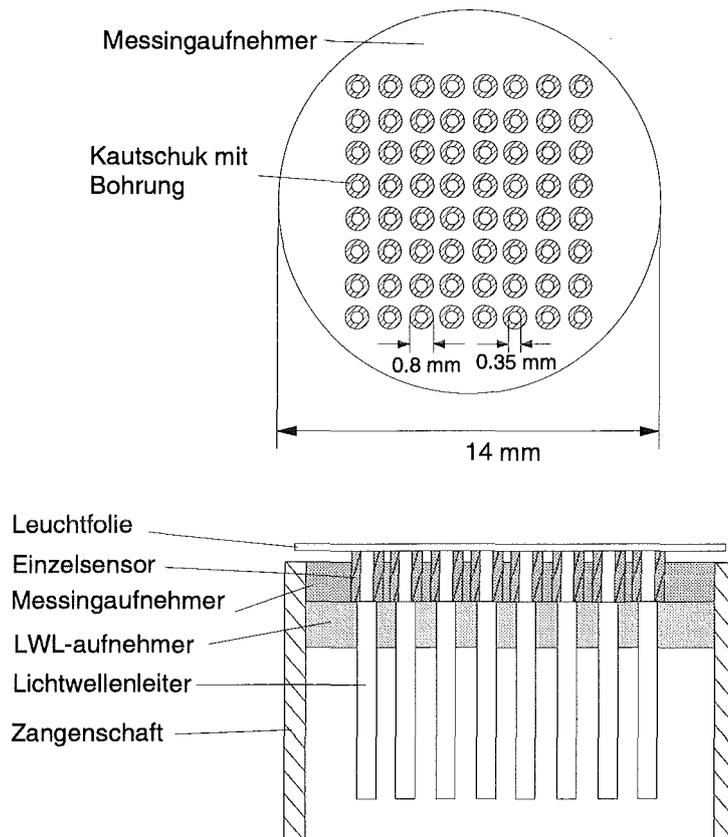


Abb. 4.4: Gesamtanordnung der Einzelsensoren

Abb. 4.5 zeigt den im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Aufbau der taktilen Sensormatrix sowie die Integration der Lichtwellenleiter in den inneren Führungsschaft.

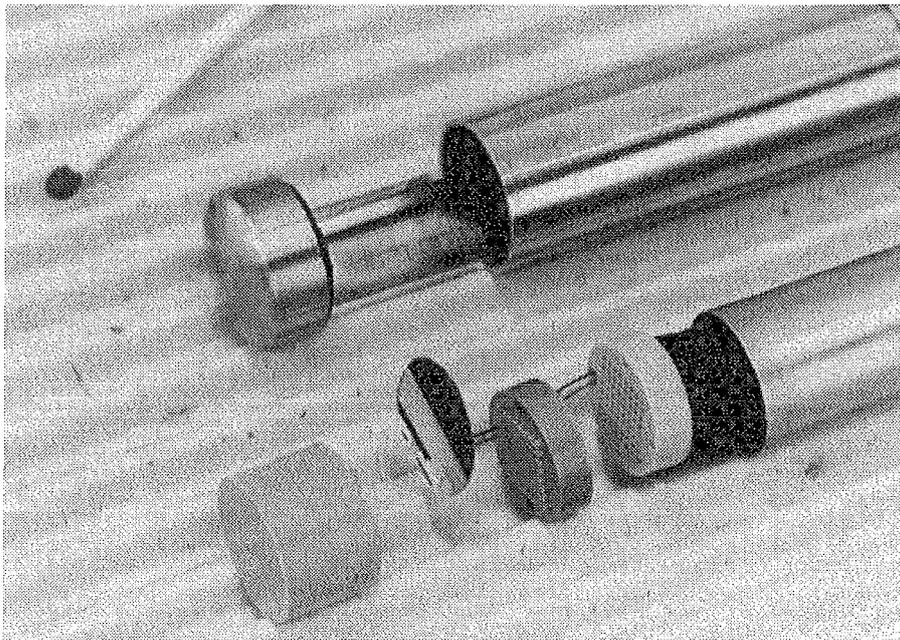


Abb. 4.5: Aufbau des taktilen Sensors

Abb. 4.5: Aufbau des taktilen Sensors

Die Leuchtfolie hat den Nachteil, daß bei Punktlasten auf die sensitive Fläche das ursprüngliche Signal gedämpft wird. Dies liegt daran, daß sie ein größeres E-Modul besitzt als der darunterliegende Kautschuk. Trotz dieser auftretenden Dämpfung können Verhärtungen im Gewebe sichtbar gemacht werden. Die grafische Abbildung der Verhärtung ist in der Regel kreisförmig. Zur Reduzierung der durch die Folie erzeugten Dämpfung soll durch Herausstanzen von unnötigen Folienmaterials die Flexibilität der Folie erhöht werden (Abb. 4.6). Damit besitzt die Folie nur noch über dem jeweiligen Siliconhohlzylinder einen leuchteten Abschnitt.

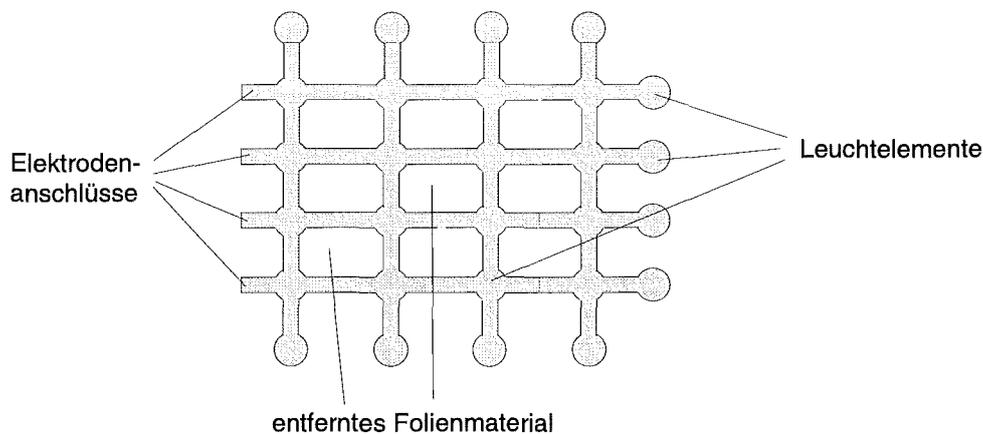


Abb. 4.6: Reduzierung der durch die Folie erzeugten Dämpfung

4.1.3. Dimensionierung des komplett eingespannten optischen Einzelsensors

Berechnet wird ein komplett eingespannter Einzelsensor, d. h. die Funktionsweise dieses Sensors ist unverändert zum teilweise eingespannten Einzelsensor, jedoch ist der überstehende Anteil des Silicons null. Die Krafteinleitung erfolgt dann über einen Druckstempel. Die analytische Berechnung der Radiusänderung erfolgt über die Superposition (Überlagerung) von axialer Druckbelastung eines Rohres und der Deformation eines dickwandigen Rohres unter Außendruckbelastung. Dies ergibt die Überlagerung von einem eindimensionalen Spannungszustand mit einem zweidimensionalen Spannungszustand. Die Lagerung des Kautschuks wird hierbei als reibungsfrei angenommen.

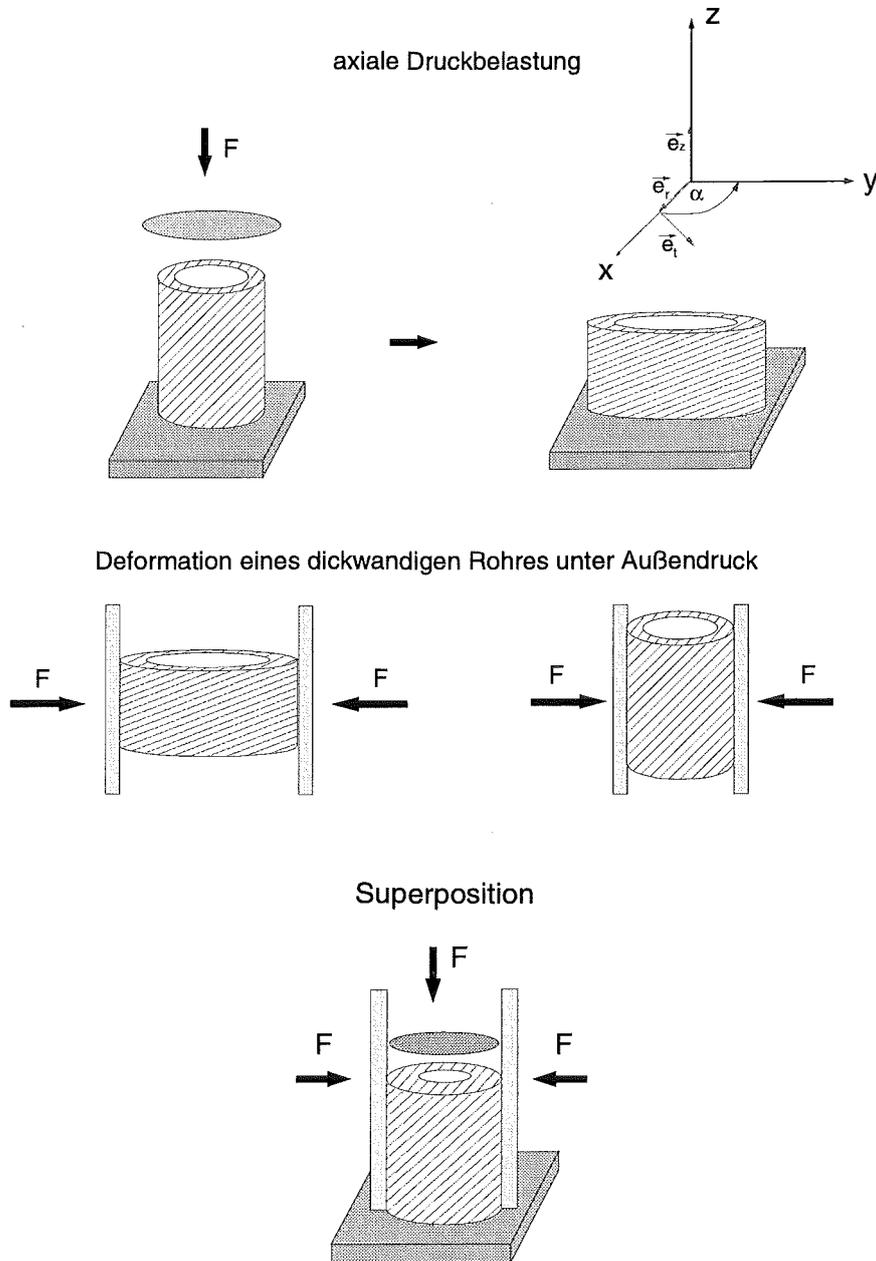


Abb. 4.7: Superposition aus axialer Druckbelastung und Deformation eines dickwandigen Rohres

Der erste Teil der Berechnung erfolgt bei axialer Druckbelastung eines Rohres. Der zweite Teil der Berechnung basiert auf einer elastischen Verformung eines dickwandigen Rohres unter Druckbelastung (Abb. 4.7). Der nachfolgende Sonderfall führt zum neuen Innenradius des Sensors. Hierbei geht man anstelle einer beidseitigen Druckbelastung des dickwandigen Rohres nur von einer einseitigen Druckbelastung durch den Außendruck aus. Über die Superposition der axialen Druckbelastung mit der Druckbelastung durch den einseitigen Außendruck erhält man den neuen Innenradius.

Für diesen neuen Innenradius r_{i2neu} ergibt sich dann:

$$r_{i2neu} = -\frac{\nu}{E} \cdot |\sigma_z| \cdot r_{i0} \cdot \left[\frac{2 \cdot r_{a0}^2}{\left(-r_{a01}^2 - r_{i0}^2 + \nu \cdot (r_{a0}^2 - r_{i0}^2) \right)} - 1 \right] + r_{i0} \quad \text{Glg. 4.1}$$

Der neue Innenradius r_{i2neu} nimmt proportional zum Betrag der Druckspannung ab. Die Bezeichnungen r_{i0} , r_{a0} stehen für die Ausgangsradien des Hohlzylinders, r_{a01} stellt eine Hilfsgröße dar. Die Druckspannung kann hier in der Rechnung per Definition nur negative Werte annehmen. Analog zu dieser Rechnung wurde ein komplett eingespanntes Sensorelement aufgebaut. Damit sollen die Berechnungen experimentell bestätigt werden. Die Ergebnisse finden sich in Kapitel 6.2. Die vollständige Herleitung der mathematischen Zusammenhänge befindet sich im Anhang (Kapitel 11.1).

4.1.4. FE-Analyse des teilweise eingespannten Einzelsensors

In diesem Kapitel wird das Verhalten des realen Sensorelements mit seinem nur teilweise eingespannten Siliconhohlzylinder durch eine Finite-Elemente-Analyse berechnet. Zusätzlich wird der komplett eingespannte Einzelsensor nochmals mit der FE-Analyse berechnet.

Die Gesamtlänge des teilweise eingespannten Hohlzylinders beträgt 4 mm bei einer eingespannten Länge von 3,5 mm. Der Zylinder ragt also um 0,5 mm über die Oberkante des Messingaufnehmers hinaus. Die zu erwartende Ausbeulung des überstehenden Kautschukanteils, und der damit veränderte Kennlinienverlauf bei Druckbelastung, soll durch die FE-Analyse erfaßt werden. Die Einzelsensoren sind durch diesen Messingaufnehmer voneinander entkoppelt und können sich nicht gegenseitig beeinflussen. Für eine FE-Analyse ist somit die Modellierung eines Einzelsensors ausreichend. Die auftretende Reibung zwischen dem Siliconhohlzylinder und der Messingfassung kann durch die FE-Analyse nicht erfaßt werden.

Infolge des rotationssymmetrischen Aufbaus und der axialen Belastung des Sensors wurde ein zweidimensionales Modell mit dem achsensymmetrischen Volumenelement CAX4H (Abb. 4.8) erstellt [ABAQUS96].

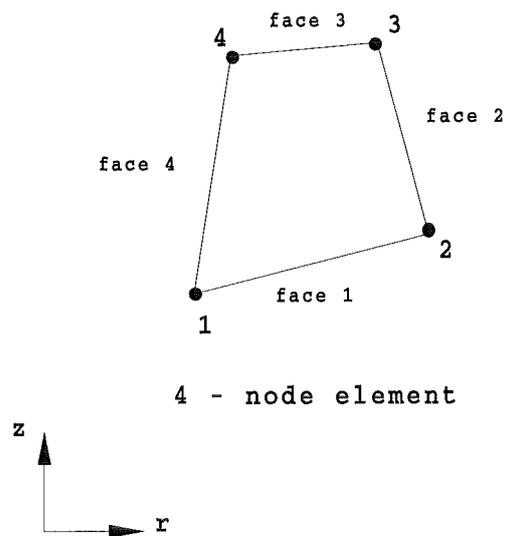


Abb. 4.8: Volumenelement - CAX4H mit 4 Knotenpunkten - achsensymmetrisch zur Z-Achse

Das Materialverhalten des Siliconkautschuks, der für den Sensor verwendet wird, ist elastisch aber hoch nichtlinear und wird hyperelastisch genannt. Die Deformationen des hyperelastischen Materials bleiben auch bis zu großen Dehnungen (oft über 100 %) elastisch. Diese treten jedoch bei Druckbelastungen nicht auf. Das FE-Programmsystem macht insgesamt folgende Annahmen für hyperelastisches Material:

- Das Materialverhalten ist elastisch.
- Das Materialverhalten ist isotrop.
- Das Material ist inkompressibel.
- Die Simulation beinhaltet nichtlineare Geometrieeffekte.

ABAQUS stellt eine spezielle Familie von "hybrid" Elementen z. B. CAX4H zur Verfügung, die für die Modellierung von hyperelastischem Material eingesetzt werden müssen. In ABAQUS sind zwei verschiedene Dehnungs-Energie-Funktionen U für hyperelastische Materialien verfügbar:

- Ein polynomisches Modell (Mooney-Rivlin).
- Das Ogden Modell.

Im Rahmen dieser Arbeit soll das Ogden Modell Verwendung finden. Seine Dehnungs-Energie-Funktion U hat die Form:

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2 \cdot \mu_i}{\alpha_i^2} \left(\bar{\lambda}_1^{-\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{-\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{-\alpha_i} - 3 \right) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad \text{Glg. 4.2}$$

darin berechnet sich $\bar{\lambda}_i$ aus:

$$\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \cdot \lambda_i$$

es bedeuten:

- N: Grad der Energiefunktion
- α_i : Materialparameter (dimensionslos)
- λ_i : Haupt - Ausdehnungsverhältnisse.
- μ_i : Materialparameter [Kraft/Länge²]

mit dem Anfangs-Scher-Modul: $\mu_0 = \sum_{i=1}^N \mu_i$

D_1 : Materialparameter [Länge²/Kraft], D wird über das Volumen-Elastizitätsmodul (bulk modulus) definiert:

$$K_0 = \frac{2}{D_1}$$

J_{el} : elastisches Volumenverhältnis, es berechnet sich nach:

$$J_{el} = \frac{J}{J_{th}}$$

hierin bedeuten:

- J : totales Volumenverhältnis.
- J_{th} : thermisches Volumenverhältnis, es berechnet sich nach:

$$J_{th} = (1 + \varepsilon_{th})^3$$

ε_{th} : thermischer Ausdehnungskoeffizient

Eine bequeme Art zur Definition von hyperelastischem Material kann mit Hilfe von ABAQUS ermittelt werden. Hierbei liegen die experimentellen Testdaten aus der Kennlinie in Abb. 6.1 zu Grunde. Mit ABAQUS können die Materialkonstanten nach der Least-Square-Methode berechnet werden.

Die axiale Kraft wurde von $F=0\text{ N}$ bis $F=0,55\text{ N}$ in Schritten von $dF=0,05\text{ N}$ variiert. Die Analysen mit dem achsensymmetrischen FE-Modell wurden mit zwei unterschiedlichen Randbedingungen A und B durchgeführt. Das Modell A (Abb. 4.9) ist auf der gesamten axialen Länge radial eingefasst und damit komplett eingespannt. Das Modell B (Abb. 4.10) ist bis auf einen schmalen Rand $l_r=0,5\text{ mm}$ ebenfalls eingebettet. Die Länge des eingeschlossenen Bereiches beträgt $l_l=3,5\text{ mm}$ und ist mit seinen Kontaktelementen radial gegen eine "Rigid

Surface“ modelliert. Sie kann sich nicht bewegen. Der Bodenbereich beider Varianten A und B ist in z-Richtung fixiert.

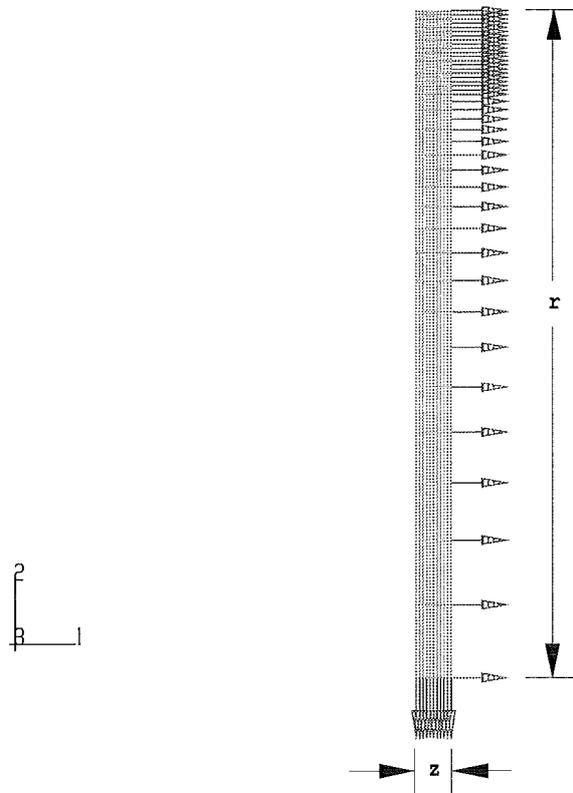


Abb. 4.9: FE-Modell A

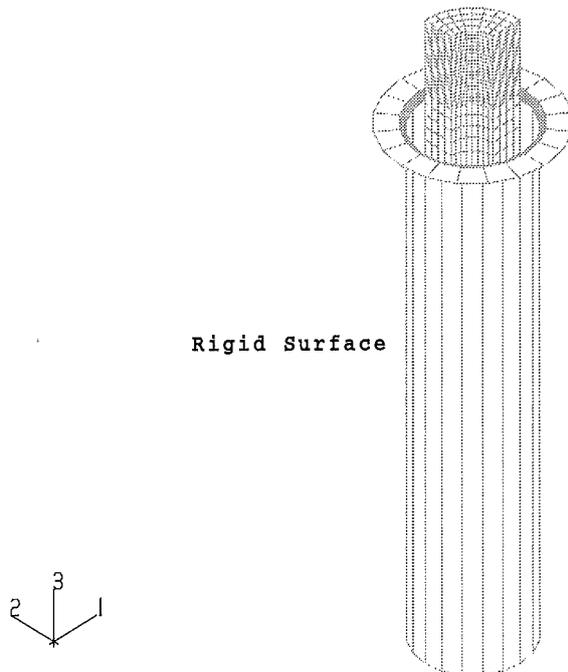


Abb. 4.10: FE-Modell B

Da die Berechnungen nur für den Einzelkanal erfolgen, kann die Dämpfung der darüberliegenden Leuchtfolie nicht berücksichtigt werden. Für beide Modelle wurde nun die Verformung des Siliconkautschuks in Abhängigkeit der eingeleiteten Kraft F errechnet. Die Ergebnisse befinden sich in Kapitel 6.1.2.

4.1.5. Elektronische Auswertung der Sensorsignale mit einem CCD-Chip

Für die Auswertung der durch die Lichtwellenleiter ankommenden Signale müssen lichtempfindliche elektronische Bauteile eingesetzt werden. Die abgestrahlte Wellenlänge der eingesetzten Leuchtfolie beträgt ca. 620 nm und erfordert ebenfalls Empfänger (Fotodetektoren) gleicher Wellenlänge. Als Empfänger wurde ein CCD-Sensor eingesetzt. Die Lichtwellenleiter enden direkt auf der lichtsensitiven Fläche des CCDs. Die Ansteuerung des CCDs erfolgt nicht nach der bekannten CCIR-Norm, sondern es wurde ein neues Ausleseverfahren entwickelt. Hierdurch läßt sich die Integrationszeit der lichtsensitiven Fläche in Grenzen frei wählen [Gamer95]. Mit dem sonst üblichen automatischen Lichtabgleich können nur relative, jedoch keine absoluten Lichtintensitäten gemessen werden. Es wird immer das Verhältnis zu Referenzpixeln gemessen. Im Rahmen dieser Arbeit soll eine Lichtintensitätsdifferenz gemessen werden. Diese resultiert aus der Verengung der Bohrung im Siliconhohlzylinder und dem damit verbundenen reduzierten eingestrahlenen Lichtstrom. Im folgenden soll der CCD in seinem Aufbau sowie die anschließende Signalverarbeitung durch den verwendeten Mikrokontroller näher erläutert werden.

4.1.5.1. Der CCD-Chip und die Einkopplung der Lichtwellenleiter

Ein CCD-Sensor ist eine ladungsgekoppelte Halbleiterstruktur und besteht aus vielen, in Reihen angeordneten Kapazitäten, in denen durch Lichtquanten Ladungen erzeugt und gespeichert bzw. verschoben werden (Abb. 4.11). Diese Ladungen sind der eingestrahlenen Lichtmenge proportional. CCDs verwenden das Prinzip der gesteuerten Ladungsträgerverschiebung. Für das Interlinetransferprinzip zum Auslesen der Kapazitäten sind diese spaltenweise angeordnet. Dazwischen befinden sich die gegen Lichteinfall geschützten Transportregister. Jeweils zwei Sensorelemente sind einem solchen vertikalen Transportelement zugeordnet, da in der Fernsehtechnologie zwei Halbbilder ausgestrahlt werden. Die vertikalen Transportelemente bilden dann das vertikale Transportregister, welches die Ladungen der einzelnen Pixel in das horizontale Ausleseregister schiebt. Es werden jeweils immer die Pixel eines Halbbildes in die Transportregister verschoben. Vom horizontalen Ausleseregister werden die Informationen der Pixel der einzelnen Halbbilder über eine anschließende Signalverarbeitung zurückgewonnen und dienen zur Ansteuerung der Bildröhre.

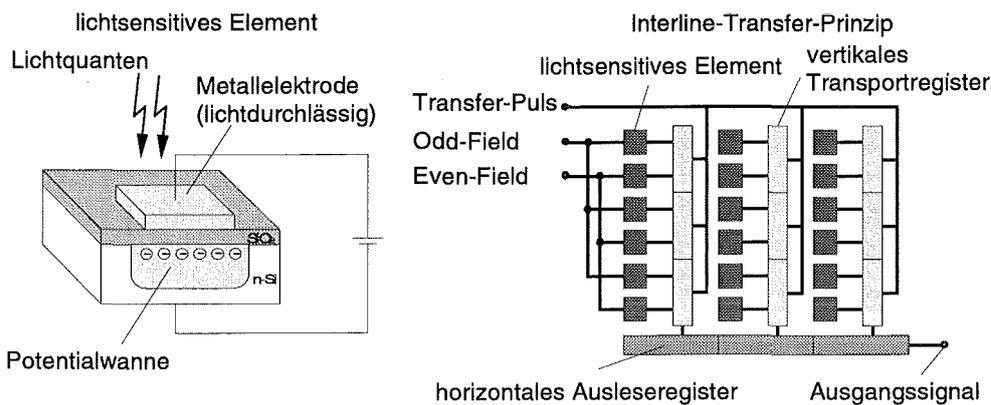


Abb. 4.11: Einzelelement und Flächensensor

Die Bezeichnung CCDs und seine spezifischen Kenndaten lauten:

Bezeichnung:	SONY ICX039 BLA
Sättigungsspannung:	$V_{\text{sat}}=540 \text{ mV}$
Dunkelspannung bei 60°C :	$V_{\text{dki}} = 2 \text{ mV}$
Sensorfläche:	$7,95 \text{ mm} * 6,45 \text{ mm}$
Pixelzahl:	$795 \text{ (davon 42 schwarz)} * 596 \text{ (davon 14 schwarz)}$
Pixelgröße:	$8,6 \mu\text{m} * 6,45 \mu\text{m}$

Um den Chip als Lichtintensitätsmesser benutzen zu können, ohne der CCIR-Fernsehnorm genügen zu müssen, braucht man Bausteine zur Takterzeugung, Synchronisation, Pegelumsetzung und analogen Signalverarbeitung. In dieser Anwendung wird hierfür ein Mikrokontroller (SAB 80C166) der Firma Siemens eingesetzt (Abb. 4.12) in Kombination mit einem für diese Anwendung hergestellten FPGA (Field Programmable Gate Arrays). Es handelt sich hierbei um programmierbare Logikbausteine in Low-Power CMOS-Technologie. Die Bausteine sind aus Zellen aufgebaut, die bei der Entwicklung frei miteinander verschaltet werden können. Im Rahmen dieser Arbeit wird ein FPGA der 1200XL-Familie von der Firma ACTEL eingesetzt.

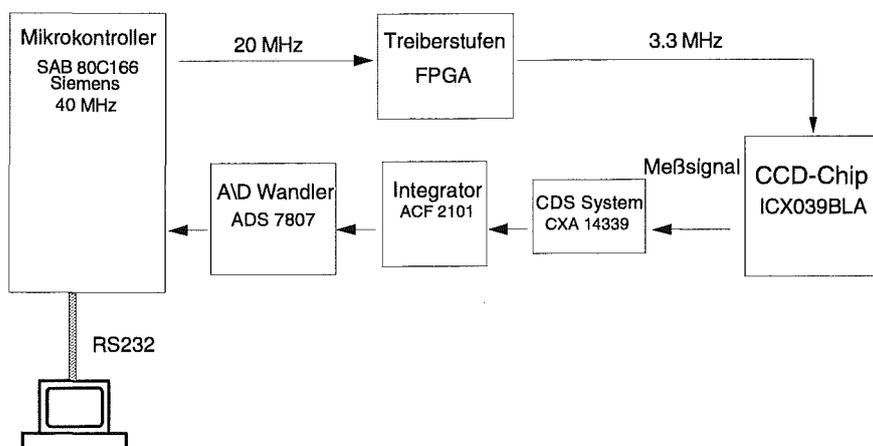


Abb. 4.12: Blockschaubild der Hardware

Der FPGA wird vom Mikrokontroller mit einem 20 MHz Clock-Signal, einem Enable-Signal und einem Reset-Signal gesteuert. An seinem Ausgang liegen die für die Ansteuerung des CCD-Chip notwendigen Signalsequenzen an. Diese Signalsequenzen dienen folgenden Aufgaben.

- Vorgabe der Integrationszeit im CCD.
- Festlegung, welches der beiden Halbbilder ausgelesen werden soll.
- Auslesen der einzelnen Pixel ins Zeilenregister.
- Auslesen des Zeilenregisters.
- Ansteuern der nachfolgenden Elektronik.
- Rückmeldung an den Mikrokontroller nach Beenden eines Halbbildes.

Alle nachfolgenden digitalen Bausteine beziehen ihre Signalsequenzen bzw. Taktraten direkt vom FPGA, was die Beanspruchung des Mikrokontrollers deutlich reduziert.

Mit dieser Kombination aus Mikrokontroller und FPGA kann alle 300 ns ein Pixel auf dem CCD angesprochen werden. Für eine Zeile mit 817 Pixel werden somit 0,245 ms benötigt. Für ein Halbbild, das aus 298 Zeilen besteht, benötigt man 0,073 Sekunden. Die Ladungsmenge, die von einem Pixel kommt, wird über eine FET-Stufe in ein Spannungssignal umgewandelt. Dieses Signal ist durch den Einfluß des Dunkelstromes stark temperaturabhängig. Durch das CDS-System (Correlated Double Sampling) wird über Sample&Hold-Glieder und einen Differenzverstärker die Störkomponente herausgefiltert. Die Sample&Hold-Glieder mit einer Einschwingzeit (settling-time) von 17,5 ns werden damit zeitlich keinen negativen Einfluß nehmen. Mit Hilfe des nachfolgenden Integrators werden die einzelnen Signalspannungen aufsummiert. Danach kann ein A/D-Wandler (16 Bit bei 40 kHz) 8 mal pro Zeilenintegration abtasten, und man erhält die Lichtintensität für jeden der acht LWL in einer Zeile getrennt (Abb. 4.13). Die im A/D-Wandler erzeugten digitalen Signale werden im Mikroprozessor weiterverarbeitet.

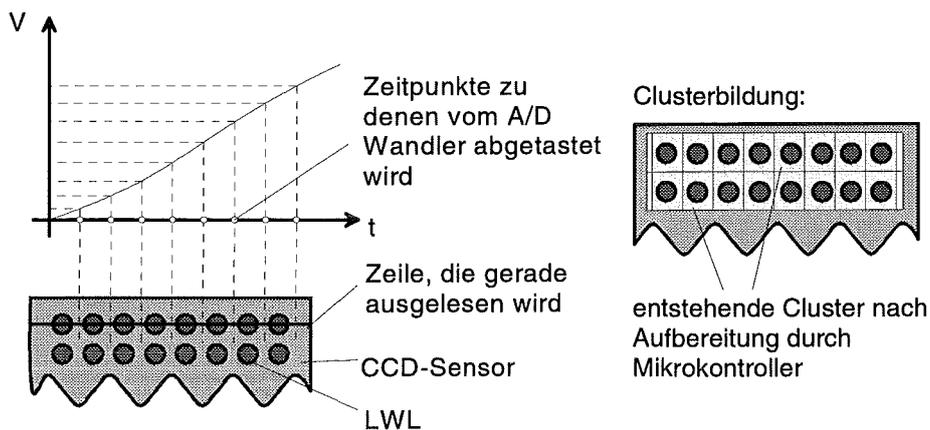


Abb. 4.13: Abtastung des A/D-Wandlers nach dem Integrator; Clusterbildung durch den Mikrokontroller

Es werden jeweils die acht Werte von mehreren Zeilen (36) zusammengefaßt und es entsteht eine Unterteilung in 8x8 Cluster (Abb. 4.13). Jedes Cluster deckt somit die Fläche eines

Lichtwellenleiters ab und mißt dessen Lichtstrom. Diese 64 Meßwerte werden über eine schnelle serielle Schnittstelle (RS-232) an den Hostrechner weitergeleitet.

Um ein gutes Signal-Rauschverhältnis zu erhalten, müssen die Lichtwellenleiter auf dem CCD-Chip genau positioniert werden und der CCD-Chip vom Umgebungslicht vollkommen abgeschirmt sein. Dies erreicht man durch ein festes Fixiermaterial, mit dem die Lichtwellenleiter exakt auf den Chip geführt werden. Um das Umgebungslicht weitestgehend abzuschirmen, wird ein geschlossenes Gehäuse verwendet (Abb. 4.14).

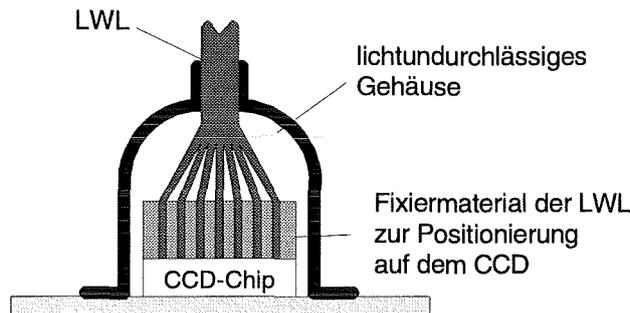


Abb. 4.14: Positionierung der LWL auf der lichtsensitiven Fläche des CCD-Chips

Der CCD-Chip mit seiner analogen Signalverarbeitung sitzt am Ende des Zangenschaftes, direkt über dem Griffstück. Somit sind die Lichtwellenleiter vor mechanischer Beanspruchung geschützt und es entsteht auch kein Verlust durch eventuell zu große Biegebeanspruchung. Die Signalleitung zum Mikrokontroller besteht aus einem abgeschirmten Koaxialkabel. Die Gesamtanordnung des in die parallelgreifende Zange integrierten Sensors mit seiner Auswerteeinheit zeigt Abb. 4.15.

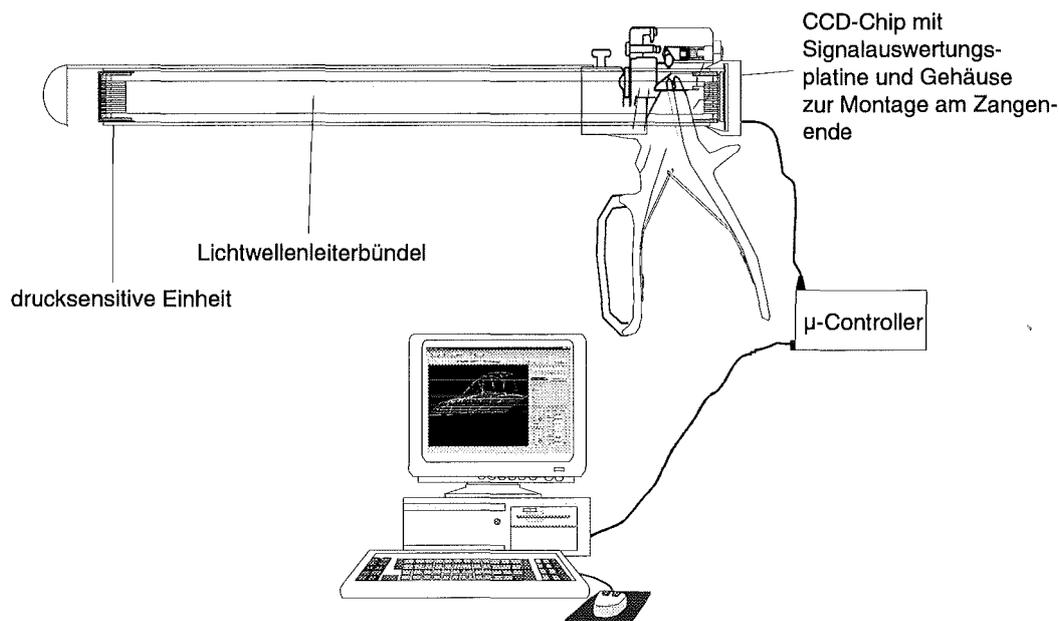


Abb. 4.15: Gesamtanordnung der parallelgreifenden Zange mit Signaldarstellung

Abb. 4.16 zeigt die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten endoskopische Greifzange mit ihrer Greifkraftbegrenzung im Zangengriff. Direkt hinter dem Zangengriff befindet sich der CCD-Bildsensor mit seiner ersten Auswerteeinheit. Der Durchmesser der Zange beträgt 15,5 mm, so daß durch ein Standardtrokar operiert werden kann (Durchmesser 18 mm).

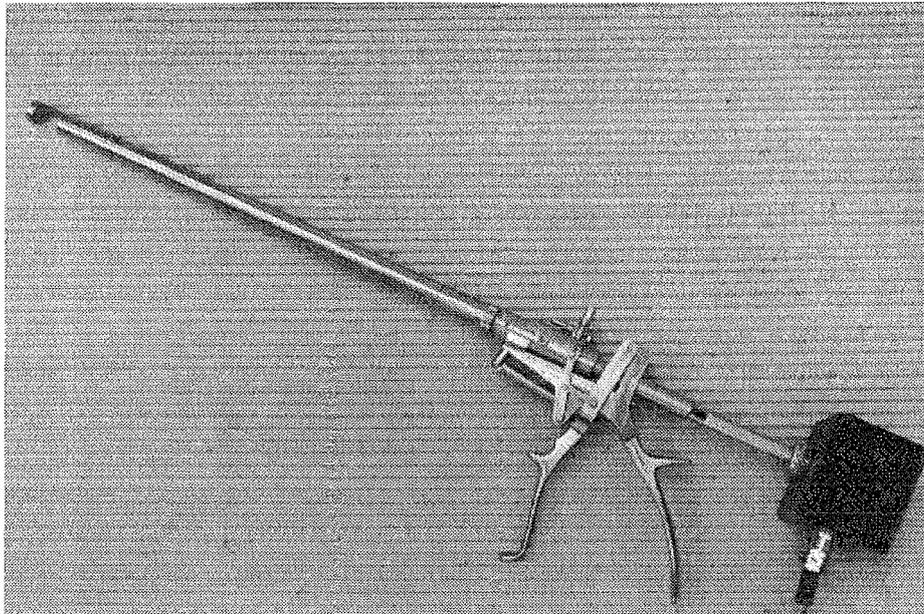


Abb. 4.16: Endoskopische Greifzange mit integriertem Drucksensor und erster Auswerteeinheit

Die vom Mikrokontroller gelieferten binären Signaldaten werden anschließend in Integerwerte gewandelt und stehen zur Visualisierung sowie zur Ansteuerung der Aktoren bereit.

4.1.5.2. Darstellung der Meßdaten

Die Visualisierung der Meßdaten erfolgt durch das Visualisierungswerkzeug HP VEE von Hewlett Packard [HPVEE96]. Für die Kommunikation mit der seriellen Schnittstelle sowie der 3D-Darstellung von Druckverteilungen wurden DLL-Dateien in die Programmoberfläche von HP VEE eingebunden. Diese wurden in der Hochsprache Borland C++ programmiert. Abb. 4.17 zeigt die Struktur des Programms zur Meßwertaufnahme unter HP VEE. Die notwendigen DLLs dienen zur Kommunikation zwischen der seriellen Schnittstelle und dem Bus-Interface des Rechners. Alle Meßwerte liegen als Vektor mit 64 Elementen vor. Sollen die Meßwerte nun für die Ansteuerung der Aktoren umgewandelt werden, so kann dies einfach durch Einfügen eines entsprechenden Formelblockes an der mit 1 gekennzeichneten Stelle erfolgen. Eine auf diesen Vektor angewandte Formel kann sehr schnell abgearbeitet werden und erzeugt keine nennenswerte Zeitverzögerung.

Ein zweites HP VEE Programm dient der nachträglichen Betrachtung und Dokumentation der Meßergebnisse. Hierbei können die gespeicherten Daten nochmals aufgerufen und mit einem beliebig langen Dokumentartext kommentiert und gespeichert sowie gedruckt etc. werden.

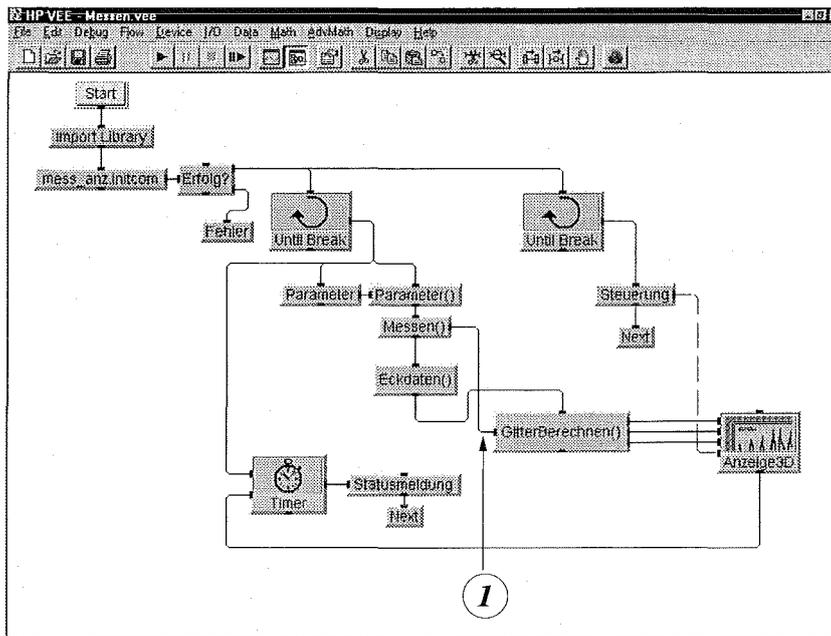


Abb. 4.17: Detailansicht des Programmes MESSEN.VEE

Abb. 4.18 zeigt die Darstellung einer dokumentierten Druckverteilung. Dargestellt ist eine Testkugel, die im tierexperimentellen Versuch im Harnleiter plaziert wurde.

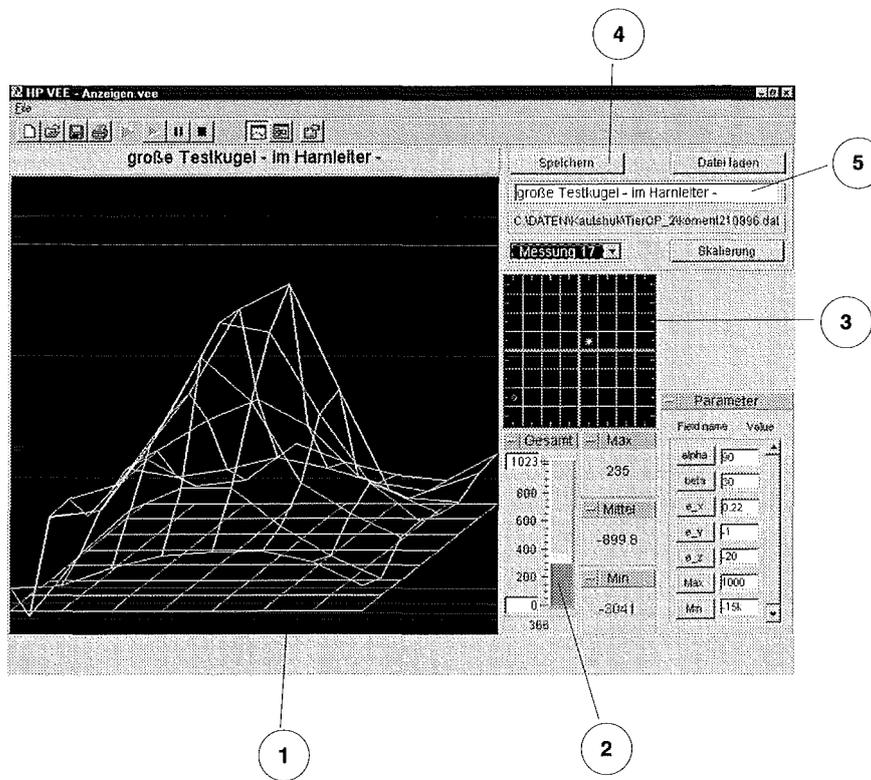


Abb. 4.18: Grafische Ausgabe der Druckdaten auf dem PC-Monitor

Das Gitternetz ① stellt die Druckverteilung auf der Sensorfläche dar. Die Grundfläche zeigt hierbei die Sensormatrix ohne Belastung. Jeder Kreuzungspunkt wird einem Druckpunkt auf der Sensorfläche zugeordnet. Bei Draufsicht auf das Maulteil der Zange entspricht der linke obere Eckpunkt der Sensorfläche dem linken oberen Punkt der Druckdarstellung in Abb. 4.18.

Das abzutastende Gewebe wird zwischen den Maulteilen der Zange gegriffen. Das gegriffene Gewebe entwickelt je nach Härte und Form eine Reaktionskraft (Gegenkraft). Diese Reaktionskraft führt dazu, daß die einzelnen Sensorelemente zusammengedrückt werden (Kraft wird überführt in einen Weg). Der Querschnitt der Innenfläche des Sensorelements wird reduziert. Je nach Größe der Innenfläche kann mehr oder weniger Licht passieren. Ist der Abstand eines Knotenpunktes vom Grundgitter groß, bedeutet dies, daß die Gegenkraft an dieser Stelle groß ist. Das Sensorelement wird an dieser Stelle stark zusammengedrückt, so daß der Querschnitt der Innenfläche des dortigen Sensorelements stark reduziert wird. Es kann also an dieser Stelle wenig Licht den Siliconhohlzylinder passieren.

Beschreibt man die Druckverteilung mit den Begriffen „Berge“ und „Täler“, so bedeuten die Berge eine große Verformung, oder hartes Gewebe, also kein Lichtdurchgang. In den Tälern herrscht geringe Verformung, also Lichtdurchgang. An dieser Stelle ist das Gewebe weicher.

Die im Rahmen dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse sind bei einer maximalen Greifkraft von 5 N entstanden (zwischen den Maulteilen). Diese Greifkraftbegrenzung ist einstellbar und dient zur Schonung des Gewebes. Eine Verletzung durch zu hohe Greifkräfte kann nicht mehr erfolgen. Über die Balkendarstellung ② erfährt der Chirurg die Größe der momentan applizierten Greifkraft in Form eines Integerwertes. Eine Darstellung der momentan applizierten Greifkraft ist noch nicht möglich.

③ zeigt den Ort des maximalen Druckes auf der Sensorfläche. Über den Schaltknopf ④ kann während einer Operation die Druckverteilung gesichert werden. Über die Dokumentarzeile ⑤ kann jeder Druckverteilung eine beliebig lange Bemerkung zugeordnet werden.

4.2. Aktorik

Das grafisch dargestellte Höhenprofil (Abb. 4.18) der 64 Sensorsignale soll durch eine Matrix von Aktoren taktil-haptisch nachgebildet werden. Dadurch werden die Druckdaten fühlbar gemacht, und es kann eine Palpation von Gewebe außerhalb des Körpers stattfinden. Aufgrund der Stellwege von bis zu 3 mm pro Aktor werden Aktoren aus Formgedächtnislegierungen (FGL) eingesetzt, die eine Effektgröße von ca. 8 % besitzen und eine Kraftentfaltung von bis zu 2,5 Newton entwickeln. In den folgenden Kapiteln werden Formgedächtnislegierungen aus den Werkstoffen NiTi bzw. NiTiCu näher beschrieben.

4.2.1. Grundlagen der Formgedächtnislegierungen (FGL)

Formgedächtnislegierungen sind kristalline intermetallische Verbindungen. Kommerziell verfügbar sind derzeit Legierungen aus den Materialien Nickel und Titan (NiTi) sowie Kupfer, Zink und Aluminium (CuZnAl) oder Kupfer, Aluminium und Nickel (CuAlNi). FGL können sich Formen einprägen und diese bei Temperaturänderung selbständig wieder einnehmen. Ursache für dieses Verhalten ist eine martensitische Phasenumwandlung. Dabei handelt es sich um eine Phasenumwandlung, bei der die Hochtemperaturphase β (Austenit) diffusionslos in die

Tieftemperaturphase α (Martensit) übergeht. Diese Phasenumwandlung erfolgt je nach Legierungszusammensetzung in verschiedenen Schritten. Die markanten Punkte der Phasenumwandlungen tragen folgende Bezeichnungen:

- A_s : Austenit-Start-Temperatur.
- A_f : Austenit-Finish-Temperatur.
- M_s : Martensit-Start-Temperatur.
- M_f : Martensit-Finish-Temperatur.

Der Austenit wandelt sich also von seiner kubisch primitiven Gitterstruktur in die inkommensurable Phase (I-Phase) um. Hierbei wird dem Austenitgitter eine Verschiebungswelle aufgeprägt (spinodale Wellen). Durch eine Dehnung des Austenitgitters in eine der $[111]$ -Richtungen entsteht eine vormartensitische rhomboedrische Phase (R-Phase). Die Gitterstruktur ist hierbei dem Austenitgitter sehr ähnlich und zeigt nur ein geringes Formgedächtnis mit ca. 1% in dieser $[111]$ -Richtung sowie eine sehr schmale Temperaturhysterese, da zur Bildung dieser Gitterstruktur keine Grenzflächenbewegung notwendig ist.

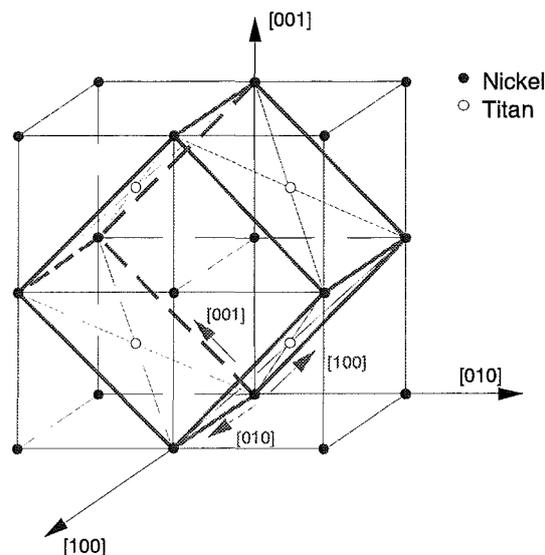


Abb. 4.19: Vergleich des krz-Austenitgitters mit dem monoklinen Martensitgitter

Bei weiterer Abkühlung findet durch Scherung in einer der beiden $[110]$ -Richtungen entlang einer der 6 (100) -Ebenen die Umwandlung in das monokline Martensitgitter statt.

Der Martensit wird von sog. Zwillingsgrenzen durchzogen, auf deren Verschiebung der Formgedächtniseffekt beruht. Mehrere Martensitvarianten ordnen sich dabei, um die Verzerrungsenergie während der Gitterumwandlung zu minimieren, in selbstakkommodierten Gruppen symmetrisch an [Haas96]. Bei dieser Phasenumwandlung korreliert also eine bestimmte Temperatur mit einem dazugehörigen Umwandlungsgrad.

Im Phasendiagramm zeigt NiTi einen sehr schmalen Existenzbereich auf, und in der Praxis finden binäre NiTi-Legierungen mit Ni-Gehalten zwischen ca. 49-52 At% Verwendung. Ti-

reiche NiTi-Legierungen liegen bei Raumtemperatur martensitisch vor, da sie eine hohe Umwandlungstemperatur aufweisen. Ni-reiche NiTi-Legierungen liegen dagegen austenitisch vor. Eine der bekanntesten Ni-Ti-Legierungen ist die NITINOL-Legierung, deren Name als Akronym für Nickel, Titan und Naval Ordinance Laboratory steht.

Durch Zugabe von anderen Legierungskomponenten können die Eigenschaften der Legierungen modifiziert werden. Hierbei muß darauf geachtet werden, daß die Zusatzstoffe chemisch zu Ni und Ti ähnlich sind. Als Zugabeelement dient z. B. Kupfer (Cu), das im Periodensystem neben Ni zu finden ist. Es konnte der normale Formgedächtniseffekt bei NiTiCu-Legierungen mit bis zu 30 % Cu beobachtet werden. Hierbei werden die Ni-Plätze durch Cu-Atome ersetzt. Der Vorteil einer Zugabe von Cu liegt in der schmaleren Hysterese sowie einer größeren Konstanz der M_s -Temperatur. Zudem ist bei Zugabe von Cu die M_s -Temperatur nicht mehr so stark vom Ni-Ti-Mischungsverhältnis abhängig [Moberly90]. Tabelle 4.1 zeigt das Verhalten der verschiedenen Temperaturen bei unterschiedlichen Cu-Zugaben.

	0% Cu	5% Cu	15% Cu	20% Cu	25% Cu
M_s	38°	75°	56°	48°	76°
M_f	20°	56°	45°	29°	67°
A_s	56°	62°	50°	35°	70°
A_f	82°	78°	62°	55°	80°
ΔT	42°	3,4°	5,6°	4°	3,6°

Tabelle 4.1: Temperaturen (in °C) in Abhängigkeit von der Cu-Zugabe, bei 50 at.% Ti

Die Hysterese ΔT wurde gemessen als die Temperaturdifferenz zwischen den auftretenden Peaks bei der Erwärmung und Abkühlung während einer DSC-Messung¹. Diese Cu-haltigen ternären Legierungen zeigen zudem eine geringere Fließgrenze, die dadurch eine kleinere Rückstellkraft benötigen.

Im Rahmen dieser Arbeit wird eine ternäre Legierung aus NiTiCu mit folgender Zusammensetzung eingesetzt:

44,44 at.% Ni (48,76 Gew% Ni)
 50,45 at.% Ti (45,17 Gew% Ti)
 5,11 at.% Cu (6,07 Gew% Cu)

Die materialspezifischen Temperaturen sind laut Hersteller:

$A_s \approx 65 \text{ °C}$ $A_f \approx 140 \text{ °C}$
 $M_s \approx 70 \text{ °C}$ $M_f \approx 40 \text{ °C}$

Mechanisches Verhalten:

Oberhalb der Temperatur M_d (Abb. 4.20) zeigt die FGL austenitisches Verhalten, und es wird auch bei Anlegen einer äußeren mechanischen Spannung kein Martensit induziert. Die

¹ DSC=Differential-Scanning-Kalorimeter

Spannungs-Dehnungskurve zeigt dabei einen dem konventioneller Stähle ähnlichen Verlauf. Im Bereich $A_f < T < M_d$ zeigt die FGL *pseudoelastisches* Verhalten. Hierbei liegt die Probe zunächst austenitisch vor und bildet bei Belastung spannungsinduzierten Martensit. Je höher die Temperatur über A_f liegt, desto stabiler ist der Austenit und desto mehr Spannung muß zum Bilden von spannungsinduziertem Martensit aufgebracht werden.

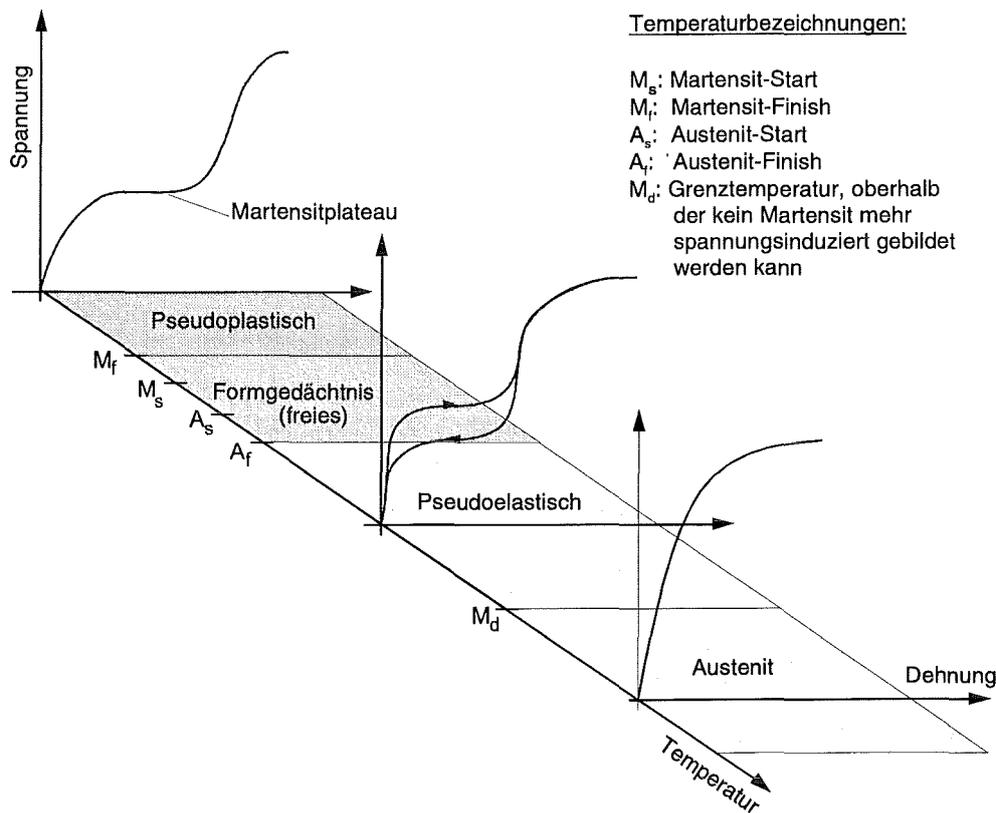


Abb. 4.20: Spannungs-Dehnungs-Temperatur-Verhalten von FGL

Sinkt die Temperatur nun unterhalb M_s ab, so bildet sich durch Umklapp- und Schervorgänge diffusionslos Martensit. Wird dieses martensitische Zwillinggefüge mechanisch belastet, so entsteht oberhalb einer scheinbaren Streckgrenze ein Martensitplateau. Innerhalb dieses Martensitplateaus kann die Probe *pseudoplastisch* gedehnt werden, d. h. nach Entlastung bleibt, bis auf einen kleinen elastischen Anteil, diese pseudoplastische Dehnung erhalten. Wird die Probe anschließend über die A_s -Temperatur erhitzt, so bildet sich wieder die ursprüngliche Hochtemperaturform aus (freies Formgedächtnis). Dieser Zyklus kann durch Aufbringen einer äußeren Kraft mehrmals durchlaufen werden (Abb. 4.21).

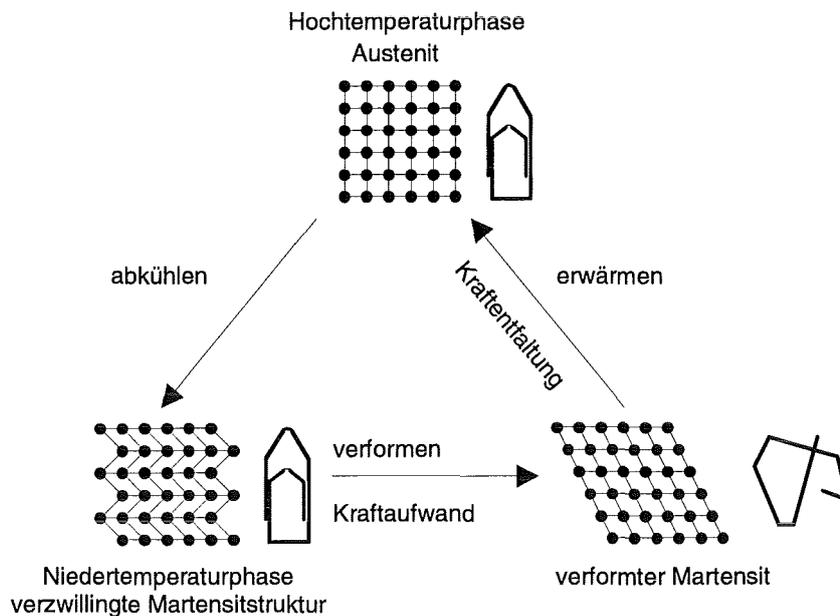


Abb. 4.21: Gitterumwandlung beim Einwegeffekt

Die Aktivierung erfolgt über Erwärmung und Abkühlung des entsprechend konditionierten Bauteils. Die erreichbaren Schaltzeiten solcher Bauteile hängen also im Wesentlichen von der Aufheiz- bzw. Abkühlgeschwindigkeit ab. Befindet sich das Bauteil in einem Gas oder einer Flüssigkeit, dessen Temperatur durch das Bauteil gesteuert werden soll, so wird der Aktor zusätzlich noch als Sensor eingesetzt.

Man unterscheidet bei FGLs zwischen vier Effekten:

1. Einwegeffekt (EWE) oder Pseudoplastizität

Eine scheinbar plastische Verformung bildet sich bei Erwärmung vollständig zurück. Nach Abkühlen des Materials kann dieses wieder mechanisch verformt werden (Abb. 4.21).

2. Zweiwegeffekt (ZWE)

Das Material besitzt eine eingeprägte Niederemperaturform und eine eingeprägte Hochtemperaturform. Wechselt man zwischen diesen Temperaturen ab, so nimmt das Material die jeweils entsprechende Temperaturform selbständig ein. Es wird also keine äußere Rückstellkraft benötigt (Abb. 4.22).

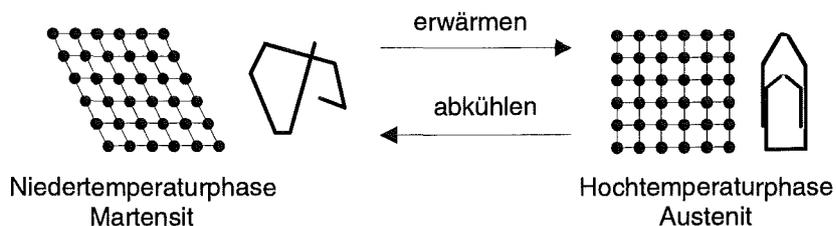


Abb. 4.22: Zweiwegeffekt

3. Gummiartiges Verhalten oder Superelastizität

Das Material befindet sich in austenitischem Zustand unterhalb der M_d -Temperatur ($A_f > T < M_d$). In diesem Temperaturbereich zeigt die Legierung bei mechanischer Beanspruchung ein ungewöhnliches Spannungs-Dehnungsverhalten. Die Kennlinie zeigt ein ausgeprägtes Plateau (Abb. 4.20). Ursache für dieses Verhalten ist spannungsinduzierter Martensit, der sich unter Einwirkung einer äußeren Spannung bildet. Nach Wegfall dieser Belastung bildet sich der Martensit wieder zurück und das Material nimmt wieder seine ursprüngliche Form ein.

4. Zweiwegverhalten

Das Zweiwegverhalten, wird auch als extrinsischer Zweiwegeffekt oder erzwungener Zweiwegeffekt bezeichnet. Dieses Verhalten besteht aus der Kombination zweier Bauteile. Zum einen das FGL-Bauteil mit seiner eingepprägten Hochtemperaturform und zum anderen das Bauteil mit der notwendigen Rückstellkraft (unterdrücktes Formgedächtnis). Die mechanische Verformung solcher kombinierter Bauteile erfolgt innerhalb des Martensitplateaus durch die Kraftentfaltung des Rückstellbauteils. Bei Erwärmung über A_s erfolgt die Kraftentfaltung des FGL-Bauteils und die damit verbundene Verformung in die Hochtemperaturform (Austenit). Bei anschließender Abkühlung unterhalb M_s sorgt die externe Rückstellkraft für die erneute Verformung innerhalb des Martensitplateaus. Mit dieser Art von Bauteilen kann der Zyklus des Einwegeffekts beliebig oft wiederholt werden. Die in dieser Arbeit eingesetzten Aktoren arbeiten nach diesem Prinzip.

4.2.2. Dimensionierung des Einzelaktors

Der Einzelaktor ist gemäß Abb. 4.23 aus einer FGL-Feder mit eingepprägtem EWE und einer zusätzlichen Rückstellfeder aufgebaut. Zur Konditionierung der Hochtemperaturform der FGL-Feder, wird diese in gewickeltem eingespannten Zustand für ca. 15 min auf 425 °C erhitzt und anschließend in Wasser abgeschreckt. Dies hat zur Folge, daß sich das Austenitgitter entsprechend der durch die Fixierung aufgezwungenen Form umordnet und die eingepprägte Hochtemperaturform entsteht. Verformt man nun die so behandelte Feder im Martensitzustand, so erinnert sie sich beim Erwärmen an die zuvor eingepprägte Hochtemperaturform.

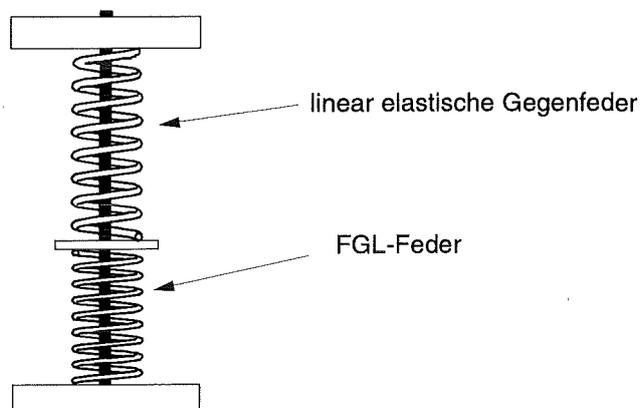


Abb. 4.23: Aufbau eines Einzelaktors aus FGL und linear elastischer Gegenfeder

Das Verhalten und die Dimensionierung eines solchen Einzelaktors kann im Gegensatz zum Verhalten des Einzelaktors aus ZWE-FGL bestimmt werden. Für die Dimensionierung einer FGL-Feder können näherungsweise die Formeln zur Berechnung linear elastischer Federn nach DIN 2089 herangezogen werden. Aufgrund der Herstellungstoleranzen bei der Fertigung solcher FGL-Federn muß die endgültige Abstimmung der Feder auf die geforderten Parameter, wie z. B. Federkraft oder Arbeitshub, experimentell bestätigt und gegebenenfalls korrigiert werden. Eine wichtige Größe für die Dimensionierung ist die maximal auftretende Schubspannung an der Federinnenseite. Sie beträgt bei NiTi $\tau_{\max} = 300 \text{ N/mm}^2$ und sollte nicht überschritten werden. Eine Überschreitung dieses Grenzwertes führt zur schnellen Ermüdung des Materials und reduziert somit die Lebensdauer des Aktors. Bleibt man bei Dauerbelastungen unterhalb dieses Grenzwertes, so kann man bei NiTi-Legierungen eine Lebensdauer von bis zu 10^5 Zyklen erwarten [Escher93].

Neben den Materialeigenschaften müssen die Abmessungen des Gesamtaktors berücksichtigt werden. Das Array soll auf einer Grundfläche von $17,5 \times 17,5 \text{ mm}^2$ aufgebaut werden. Bei einer Anzahl von 8×8 Stiften ergibt sich daraus ein Mittenabstand von $2,5 \text{ mm}$ zwischen den einzelnen Einzelaktoren.

Der minimale Innendurchmesser der FGL-Feder ergibt sich aus dem Wickelverhältnis der gewünschten Feder $w = D/d$, wobei D der mittlere Windungsdurchmesser und d der Durchmesser des verwendeten Drahtes ist. Dieses Wickelverhältnis w sollte ≥ 3 sein, da sonst die starke Verformung des Drahtes während des Wickelns der FGL-Feder zu starker Materialermüdung führt [DIN2089]. Bei dem verwendeten Drahtdurchmesser von $d = 0,3 \text{ mm}$ ergibt sich daraus ein kleinster mittlerer Windungsdurchmesser von $D = 0,9 \text{ mm}$. Gewählt wurde $D = 1,3 \text{ mm}$, wodurch sich ein Innendurchmesser der Feder von $D_0 = 1,0 \text{ mm}$ und ein Wickelverhältnis von $w = 4,3$ ergibt.

Normalerweise werden Stellglieder, die nach dem Zweiwegverhalten arbeiten als binäre Stellglieder eingesetzt. In dieser Arbeit sollen sie aber als lineare Stellglieder eingesetzt werden. Dies muß bei der Dimensionierung der Einzelaktoren zwingend berücksichtigt werden. Abb. 4.24 zeigt den typischen Kennlinienverlauf eines nach dem Zweiwegverhalten dimensionierten Einzelaktors. Wird nun der Arbeitshub h des Aktors größer als die in der Aufgabenstellung geforderten 3 mm Auslenkung gewählt (z. B. 5 mm), so bewegt sich der Einzelaktor innerhalb der geforderten 3 mm in einem linearen Kennlinienbereich. Dies bedeutet für die FGL-Feder, daß eine Überdimensionierung des Formgedächtniseffektes erfolgen muß. Deshalb wird in dieser Arbeit der Aktorhub auf 5 mm festgelegt. Zeigt die Kennlinie des Einzelaktors dann keine befriedigenden Verlauf, so muß diese Dimensionierungsgröße verändert werden.

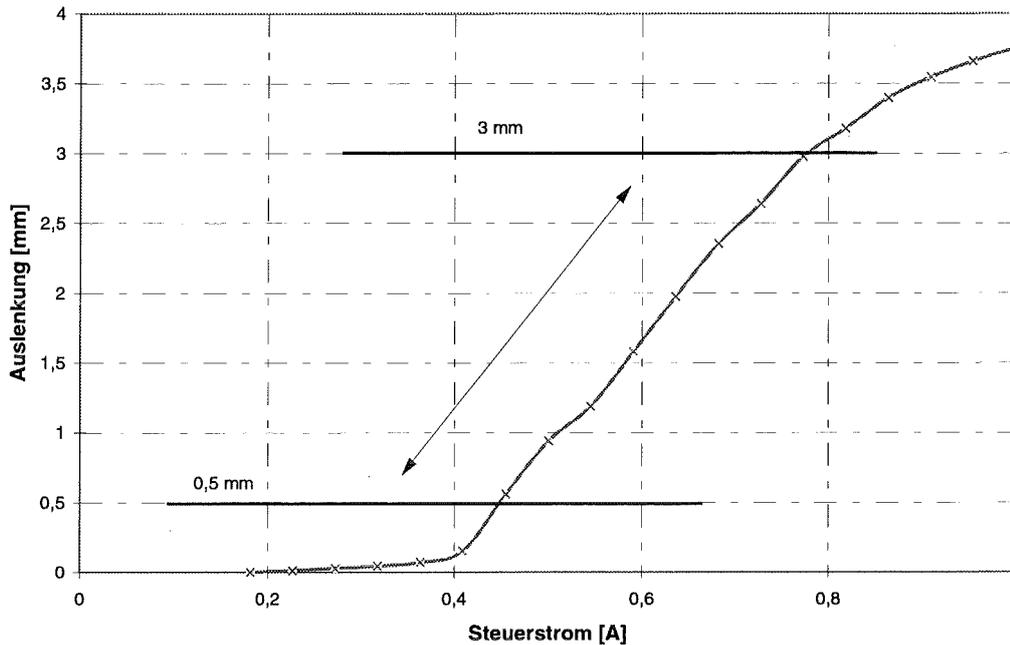


Abb. 4.24: Typische Kennlinie eines Stellgliedes nach dem Zweiwegverhalten

Die einzelnen Größen im Überblick:

Drahtdurchmesser:	$d = 0,3 \text{ mm}$
mittl. Windungsdurchmesser:	$D = 1,3 \text{ mm}$
Wickelverhältnis:	$w = 4,3$
Arbeitshub:	$h = 5 \text{ mm}$
Schubmodul im Austenit:	$G_A = 16000 \text{ N/mm}^2$
Schubmodul im Martensit:	$G_M = 5000 \text{ N/mm}^2$
max. zuläs. Schubspannung:	$\tau_{\max} = 300 \text{ N/mm}^2$
Drahtlänge	$l_0 \approx 75 \text{ mm}$
Masse	$m \approx 0,03 \text{ g}$

Zunächst wird aus der max. Schubspannung die maximal zulässige Federkraft berechnet:

$$F_{\max} = \frac{\pi d^3}{8kD} \tau_{\max} \quad \text{Glg. 4.3}$$

Dabei ist k eine Formgröße, die sich aus dem Wickelverhältnis $w = D / d = 4,33$ wie folgt ergibt:

$$k = 1 + \frac{5}{4w} + \frac{7}{8w^2} + \frac{1}{w^3} \quad \text{Glg. 4.4}$$

Mit den angegebenen Werten erhält man $k = 1,347$ und F_{\max} beträgt schließlich: $F_{\max} = 1,8 \text{ N}$
 Aus der Kraft F_{\max} kann nun die erforderliche Anzahl an federnden Windungen berechnet werden:

$$i_f = \frac{Gd^4 s_f}{8D^3 F_{\max}} \quad \text{Glg. 4.5}$$

Dabei ist s_f die Strecke, welche die Feder aufgrund der einwirkenden Federkraft verformt wird. s_f kann in Grenzen frei gewählt werden. Ausschlaggebend für die Festlegung von s_f ist die Kraftentfaltung der linear-elastischen Gegenfeder sowie der Arbeitshub des Einzelaktors. Die Anzahl der federnden Windungen muß so groß sein, daß die ungespannte Feder sowohl die Vorspannung durch die Gegenfeder als auch die Wegentfaltung des Einzelaktors aufnehmen kann, ohne daß die Steigung der Wicklungen zu groß wird. Bei einem Federweg von $s_f = 3 \text{ mm}$ ergibt sich eine Windungszahl von $i_f = 12,5$. Zur Berechnung der ungespannten Länge L_0 der Feder muß neben der Blocklänge L_B , dem Mindestabstand der Windungen bei Vollast S und dem Federweg L zusätzlich der Arbeitshub h berücksichtigt werden.

$$\begin{aligned} L_0 &= L_B + S + s_f + h \\ L_B &= (i_f + 2) \cdot d \\ S &= x \cdot d \cdot i_f \end{aligned} \quad \text{Glg. 4.6}$$

Dabei ist x ein dimensionsloser Faktor, der abhängig vom Wicklungsverhältnis w ist und aus Tabellen bzw. Diagrammen zu entnehmen ist [Roloff76]. In diesem Fall beträgt $x = 0,2$. Somit ergibt sich für die ungespannte Länge der FGL-Feder unter Berücksichtigung des Arbeitshubes:

$$L_0 = (12,5 + 2) \cdot d + x \cdot d \cdot i_f + s_f + h \quad \text{Glg. 4.7}$$

$$L_0 = 4,35 \text{ mm} + 0,75 \text{ mm} + 3 \text{ mm} + 5 \text{ mm} = 13,1 \text{ mm}$$

Daraus läßt sich nun die Steigung pro Windung berechnen:

$$\alpha = \frac{S + s_f + h}{i_f} \quad \text{Glg. 4.8}$$

$$\alpha = 0,7 \text{ mm}$$

Erfahrungsgemäß kehrt der Einzelaktor nach dem Aufheizen nicht mehr vollständig in seine berechnete Ruhelage zurück. Dieser Offset stabilisiert sich nach ca. 100 Zyklen, so daß man anschließend von konstanten Verhältnissen ausgehen kann. Der Offset muß jedoch in der Dimensionierung berücksichtigt werden, indem die Feder mit einer größeren Steigung ($\alpha = 1,5$)

gewickelt wird. Der genaue Wert der Korrektur muß experimentell ermittelt werden und hängt in erster Linie vom Arbeitshub des Einzelaktors und der Kraft der Gegenfeder ab. Beide Werte unterliegen herstellungsbedingten Streuungen. Erfahrungsgemäß stellt sich nach ca. 100 durchlaufenen Zyklen ein stationäres Verhalten des Einzelaktors ein, d. h. die Kennlinie des Einzelaktors verändert sich nur noch unwesentlich.

Aus den oben ermittelten Werten ist die FGL-Feder für den Einzelaktor vollständig beschrieben. Da nur eine näherungsweise Berechnung durchgeführt werden konnte, ist zu erwarten, daß die Feder nach experimentellem Einsatz modifiziert werden muß, um den gewünschten Betrieb des Einzelaktors zu gewährleisten.

Die Dimensionierung der linear elastischen Gegenfeder ergibt sich aus der Dimensionierung der FGL-Feder. Die Kenngrößen sind der Stellweg s und die Federkraft F . Beide werden zur Federrate $r = F/s$ zusammengefaßt. Zusätzlich muß berücksichtigt werden, daß Temperaturen bis zu 150 °C während des Betriebs des Aktors erreicht werden [Schüle96]. Es wurden Druckfedern aus Federdraht nach DIN 1.4310 (Kurzbezeichnung: X12CrNi177) eingesetzt [Drumm95].

Die FGL-Feder und die Gegenfeder haben folgende Dimensionierungen:

	NiTiCu-Feder	Gegenfeder X12CrNi177
Drahtdurchmesser: d [mm]	0,3	0,25
mittl. Windungsdurchmesser: D [mm]	1,3	1,6
ungespannte Länge: L_0 [mm]	8,9	8,7
Längentoleranz: $\pm L_0$	n.b.	0,4
federnde Windungen: i_f	12,5	12,5
Federweg: s_f	n.b.	4,32
größte Federkraft: F_{\max} [N]	2	2,886
G-Modul [N/mm^2]	$G_A \approx 16000$ $G_M \approx 5000$	70000
max. Betriebstemperatur: T_{\max} [°C]	400	270
max. Schubspannung: τ_{\max} [N/mm^2]	300	70000

Tabelle 4.2: Eigenschaften der Federn des Aktors

Die Phasenumwandlung eines nach dieser Dimensionierung aufgebauten Einzelaktors erfolgt direkt über das Joulesche Gesetz durch elektrischen Stromfluß. Damit die zugeführte Wärme möglichst schnell wieder abgeführt werden kann, werden drei Ventilatoren (zwei seitlich und einer unterhalb dem Verbund aus Einzelaktoren) angebracht. Hierdurch wird ebenfalls die Rückstellzeit der Einzelaktoren verkürzt. Betrachtet man die Aktoren im Verbund so kann durch die zusätzliche Kühlung die gegenseitige thermische Beeinflussung der Aktoren ebenfalls reduziert werden. Die erforderliche Wärme, die nötig ist um den Einzelaktor in seine maximale Auslenkung zu bringen läßt sich in vier Komponenten aufteilen [Besselink96]:

- Eigenwärme (1)
- Wärme der Phasenumwandlung (2)
- geleistete Arbeit (3)
- Wärmeverluste an die Umgebung (4)

Die Berechnung des konvektiven Wärmestroms setzt jedoch die genaue Kenntnis des Temperaturfeldes und des Geschwindigkeitsfeldes zu jedem Zeitpunkt voraus. Diese konnten aber aufgrund der Aktoranordnung im Verbund nicht gemessen werden. Die Abschätzung des Verhaltens eines Einzelaktors erfolgt ausschließlich über den Wärmeübergangskoeffizienten α . Dieser wird in der Praxis meist näherungsweise bestimmt. Nach [VDI91] muß zur Annäherung für die Bestimmung von α zwischen Anströmung in Längsrichtung des Einzelaktors und Anströmung in Querrichtung unterschieden werden. Für die Ansteuerung der Aktoren ohne Kühlung wird ein adiabatischer Wärmeprozess zugrunde gelegt. Die notwendige Leistung bei zusätzlicher Kühlung kann durch die Wärmeverluste an die Umgebung (Teil 4 in Gleichung 4.9) ausgedrückt werden. Den Abschätzungen für die erforderliche elektrische Leistung zur Aktivierung eines Einzelaktors in seinen maximalen Endausschlag liegt die Gleichstromansteuerung zu Grunde. Die erforderliche Wärme läßt sich wie folgt abschätzen:

$$Q_{ges} \Big|_{\text{max. Auslenkung}} = \underbrace{m \cdot c \cdot \Delta\vartheta}_{\textcircled{1}} + \underbrace{m \cdot Q^{M \rightarrow A}}_{\textcircled{2}} + \underbrace{m \cdot W_{th}}_{\textcircled{3}} + \underbrace{Q_{Wab}}_{\textcircled{4}}$$

Glg. 4.9

Darin bedeuten:

- m: Masse der FGL-Feder, $m = 0,03 \text{ g}$
- c: spezifische Wärmekapazität der FGL-Feder, $c = 0,45 \text{ J/g}\cdot\text{K}$
- $\Delta\vartheta$: belastungsabhängige Temperaturdifferenz zwischen A_f und der Umgebungstemperatur
- $Q^{M \rightarrow A}$: Wärme der Phasenumwandlung (belastungsabhängig!)
- W_{th} : spezifische Arbeit/Gewichtseinheit
- Q_{Wab} : Wärmeabgabe an die Umgebung

Für die Abschätzung der durch die zusätzlich eingesetzte Kühlung erforderlichen Leistung können die Terme 1, 2 und 3 aus Gleichung 4.9 als konstant angenommen werden. Diese werden nun für die Ansteuerung des Einzelaktors ohne Kühlung berechnet.

Die materialspezifischen Kennwerte der unbelasteten NiTiCu-Feder lauten gemäß Hersteller:

$$A_s \approx 45 \text{ }^\circ\text{C}, A_f \approx 57 \text{ }^\circ\text{C}, c = 0,45 \text{ J/g}\cdot\text{K}.$$

Die Ermittlung der aktorspezifischen Umwandlungstemperaturen (Kapitel 6.7) ergaben die geringfügig abweichenden Werte: $A_s = 47 \text{ }^\circ\text{C}$, $A_f = 64 \text{ }^\circ\text{C}$. Die erhöhte Austenit-Finish-Temperatur ist durch die auftretenden Spannungen der Anordnung während der Phasenumwandlung zu erklären. Hierbei reibt die Feder an ihrem Führungsstift und wird somit in ihrer Umwandlung gehindert, was zu einer Temperaturerhöhung führt. Die ermittelten Werte des gesamten Aktors lauten wie folgt: $A_s \approx 47 \text{ }^\circ\text{C}$, $A_f \approx 96 \text{ }^\circ\text{C}$, $M_s \approx 95 \text{ }^\circ\text{C}$, $M_f \approx 33 \text{ }^\circ\text{C}$. Die Hysterese beträgt $19 \text{ }^\circ\text{C}$. Der Meßaufbau zur Ermittlung der aktorspezifischen Umwandlungstemperaturen sowie die Kennlinie des Einzelaktors, wird in Kapitel 5.1, 5.6 und 6.7 näher beschrieben. Im

folgenden sollen die dort empirisch ermittelten Aktorkennwerte zur Berechnung verwendet werden.

Bei Ansteuerung der Einzelaktoren ohne Kühlung kann in Gleichung 4.9 der 4. Term vernachlässigt werden. Die Wärmemenge, welche an die Umgebung abgegeben wird, läßt sich nach Gleichung 4.9 wie folgt annähern [Bessselink96]:

$$Q_{\text{ges}} = 1,35 \text{ J} + 0,9 \text{ J} + 0,00543 \text{ J} = 2,26 \text{ J}$$

mit: $P = \frac{Q}{\Delta t}$ und einer Setzzeit von ca. 2,5 Sekunden folgt für die nötige elektrische Leistung:

$$P = 0,9 \text{ W}$$

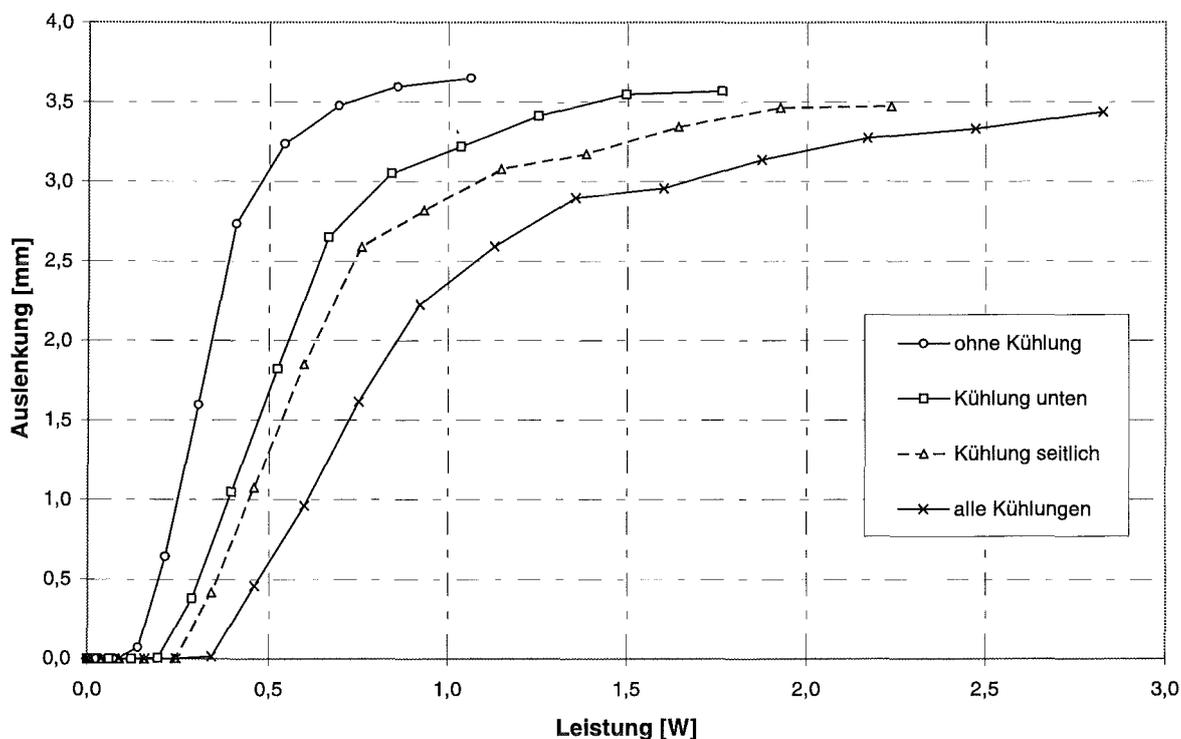


Abb. 4.25: Auslenkungs- Leistungs-Kennlinie eines Aktors bei unterschiedlichen Kühlungen

Abb. 4.25 zeigt die reale Kennlinie des Einzelaktors mit einer Leistungsaufnahme von $P = 1,07 \text{ W}$ an der Stelle seiner maximalen Auslenkung.

Es soll nun die erforderliche Wärmemenge bei Betrieb mit den unterschiedlichen zusätzlichen Kühlventilatoren berechnet werden. Die eingesetzten Ventilatoren erzeugen unterschiedliche Strömungsgeschwindigkeiten der Luft und sind von unten bzw. seitlich am Aktorarray angebracht (zwei seitlich, einer unten). Aus diesem Grund erfolgt eine getrennte Betrachtung zwischen der Kühlung durch Anströmung in Längsrichtung und Anströmung in Querrichtung der Aktoren.

Anströmung des Aktors in Längsrichtung (von unten):

In Gleichung 4.9 muß nun der vierte Term (Q_{Wab}) ebenfalls berücksichtigt werden.

$$Q_{ges} \Big|_{\text{max. Auslenkung}} = m \cdot c \cdot \Delta \vartheta + m \cdot Q^{M \rightarrow A} + m \cdot W_{th} + Q_{Wab}$$

Man unterscheidet hierbei zwischen laminarer Grenzschicht und turbulenter Grenzschicht. Beide zusammen ergeben mit $Q_{Wab} = \alpha \cdot A \cdot \Delta \vartheta$ die zusätzlich benötigte Leistung, d. h. $\Delta P_{el} = Q_{Wab}$!

Den für die Bestimmung der zusätzlichen Leistung erforderlichen Wärmeübergangskoeffizienten α_k kann mit Hilfe der Nußeltzahl ermittelt werden.

$$\alpha_k = \frac{Nu \cdot \lambda}{L} \qquad \text{Glg. 4.10}$$

Nu setzt sich aus dem Anteil der laminaren Grenzschicht und dem Anteil der turbulenten Grenzschicht zusammen. L ist die Länge des umströmten Einzelaktors und beträgt bei Längsströmung $L = 9 \text{ mm}$. λ bezeichnet die Wärmeleitfähigkeit von Luft und beträgt bei 1 bar Luftdruck $\lambda = 25,69 \cdot 10^{-3} \text{ W/m}\cdot\text{K}$ [VDI91].

$$Nu_{ges} = \sqrt{Nu_{lam}^2 + Nu_{turb}^2} \qquad \text{Glg. 4.11}$$

Für Nu_{lam} und Nu_{turb} gelten:

$$Nu_{lam} = 0,664 \cdot \sqrt{Re} \cdot \sqrt[3]{Pr} \qquad \text{Glg. 4.12}$$

$$Nu_{turb} = \frac{0,037 \cdot Re^{0,8} \cdot Pr}{1 + 2,443 \cdot Re^{-0,1} \cdot (Pr^{2/3} - 1)} \qquad \text{Glg. 4.13}$$

Re bezeichnet die Reynoldszahl und sie berechnet sich zu:

$$Re = \frac{w \cdot L}{\nu}$$

Die Größe w gibt die Strömungsgeschwindigkeit an und ν bezeichnet die kinematische Viskosität der Luft. Zahlenmäßig beträgt $w = 1,87 \text{ m/sec}$ und $\nu = 153,5 \cdot 10^{-7} \text{ m}^2/\text{sec}$. Damit erhält man für die Reynoldszahl $Re = 1096,42$. Pr ist die Prandtl-Zahl und gibt die Wärmeübertragungskenngröße der Luft an. Zahlenmäßig beträgt $Pr = 0,7148$. Somit erhält man zahlenmäßig für $Nu_{lam} = 19,65$ und für $Nu_{turb} = 9,45$. Für Nu_{ges} erhält man $Nu_{ges} = 21,8$. Setzt man

Nu_{ges} in Gleichung 4.10 ein, so erhält man für $\alpha_k = 62,23 \text{ W/m}^2\cdot\text{K}$. Mit $Q_{wab} = \alpha_k \cdot A \cdot \Delta\vartheta$ und einer umströmten Federoberfläche von $A = 70,87 \text{ mm}^2$ sowie einem $\Delta\vartheta = 100 \text{ °K}$ erhält man für die zusätzlich erforderliche Leistung:

$$Q_{wab} = 0,441 \text{ W}$$

Diese zusätzliche Leistung kann aus Abb. 4.25 mit $Q_{wab} = 0,48 \text{ W}$ abgelesen werden. Dieser Wert entspricht in etwa dem berechneten.

Nun folgt die Abschätzung der erforderlichen zusätzlichen Leistung bei Anströmung der Aktoren in Querrichtung. Gegenüber den Berechnungen bei Anströmung in Längsrichtung ändert sich jetzt die Länge des umströmten Aktors und die damit verbundene Reynoldszahl.

Anströmung des Aktors in Querrichtung (seitlich):

Die Größen Nu_{lam} und Nu_{turb} errechnen sich analog zu denen bei Anströmung durch Längsrichtung. Aufgrund der veränderten Länge des umströmten Aktors ($L = 2,51 \text{ mm}$) und der neuen Strömungsgeschwindigkeit eines seitlichen Ventilators ($w = 2 \text{ m/sec}$) ändert sich die Reynoldszahl Re zu $Re = 327,43$. Die gesamte Nußeltzahl erhält man durch die Addition des Wertes 0,3 zu der bestehenden Gleichung 4.11. Für Nu_{lam} und Nu_{turb} erhält man $Nu_{lam} = 10,74$ und $Nu_{turb} = 3,75$. Nu_{ges} ergibt dann $Nu_{ges} = 11,67$. Damit erhält man für den Wärmeübergangskoeffizienten $\alpha_k = 119,46 \text{ W/m}^2\cdot\text{K}$. Die erforderliche zusätzliche Leistung errechnet sich zu:

$$Q_{wab} = 0,846 \text{ W}$$

Auch diese zusätzlich erforderliche Leistung konnte durch experimentelle Messungen bestätigt werden (Abb. 4.25). Der gemessene Wert kann ebenfalls in Abb. 4.25 abgelesen werden und beträgt $Q_{wab} = 0,9 \text{ W}$.

Herstellungsbedingt variieren die Federn in der Anzahl der aktiven Windungen zwischen 11,5 und 13 Windungen und damit die freie unbelastete Länge zwischen 18,5 mm und 20,5 mm. Mit diesen Toleranzen lassen sich spätere Unterschiede in der Auslenkung der einzelnen Aktoren erklären. Die Genauigkeit der Positionierung ist davon nicht betroffen. An dieser Stelle wird vorweggenommen, daß alle Aktoren innerhalb der geforderten Toleranzen liegen und der rechnerischen Dimensionierung entsprechen. Die unterschiedlichen maximalen Auslenkungen können durch eine angepaßte Ansteuerung korrigiert werden. Hierzu werden die Auslenkungskennlinien aller Einzelaktoren aufgenommen und in einer Korrekturmatrix abgelegt. Je nach Größe der maximalen Auslenkung eines Aktors wird bei der Ansteuerung dieses Aktors der Korrekturwert berücksichtigt und die entsprechend veränderten Ansteuerparameter verwendet.

4.2.3. Aufbau und Montage des Aktors

Die Setzstifte erwiesen sich als zentrales Element des Aktors. Sie müssen elektrisch isolierend sein, damit in den Windungen der FGL-Federn keine Kurzschlüsse erzeugt werden (Abb. 4.23)

und müssen zudem den mechanischen Belastungen während des Abtastens durch die Finger standhalten, dürfen also nicht einknicken. Abb. 4.26 zeigt den letztendlich eingesetzten Aufbau eines solchen Aktors.

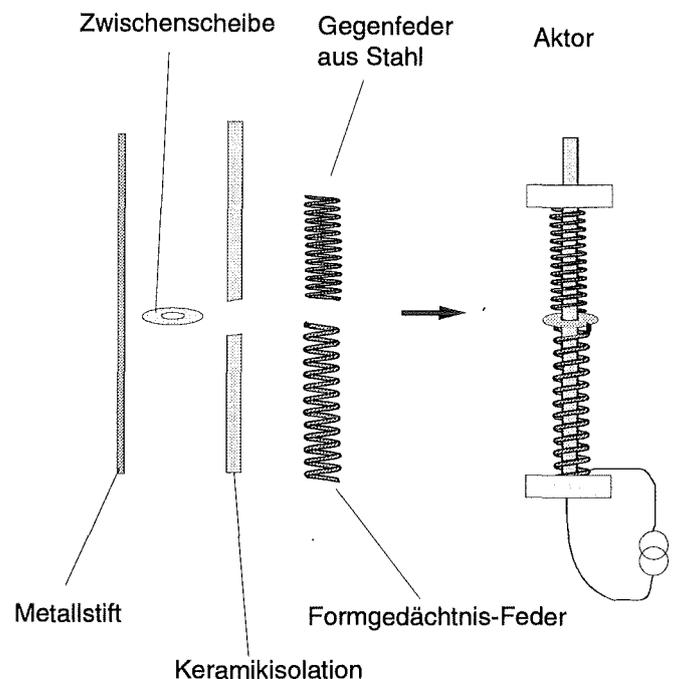


Abb. 4.26: Endmontage des FGL-Aktors

Ein Edelstahlstab ($\varnothing = 0,5 \text{ mm}$) wird mit einer metallischen Zwischenscheibe fest verschweißt. Anschließend werden die zwei Keramikkörper ($d_A = 0,85 \text{ mm}$ und $d_I = 0,5 \text{ mm}$) über die beiden Enden des Stahlstiftes geschoben und verklebt. Hierbei ragt die obere Keramikisolation über das Ende des Stahlstiftes hinaus, um einen direkten Kontakt des abtastenden Fingers mit dem stromführenden Stahlstift zu verhindern. Die Kontaktierung der FGL-Feder erfolgt durch Laserschweißen. Das obere Ende der FGL-Feder wird mit der Zwischenscheibe fest verschweißt, welche wiederum mit dem Stahlstift fest verbunden ist. Dieser bildet am unteren Ende die Kontaktstelle mit der ersten Kupferlitze. Das untere Ende der Feder ist direkt mit der zweiten Kupferlitze verbunden. Durch die Laserkontaktierungen dürfen die lokalen Temperaturen an den Kontaktstellen nicht über $400 \text{ }^\circ\text{C}$ hinausgehen, da sonst der Formgedächtniseffekt verloren geht. Abb. 4.27 zeigt die kontaktierte Gesamtanordnung des Aktors.

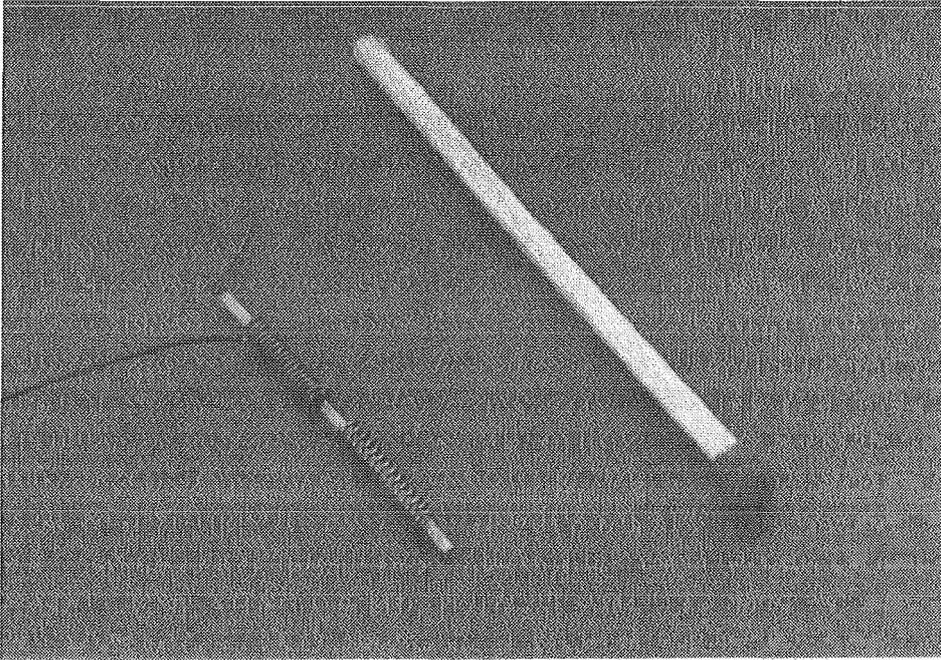


Abb. 4.27: Endmontage des Einzelaktors

Jeder Aktor wird vor seinem endgültigen Einsatz mehrere Male (5-10 mal) bis zu seinem Vollausschlag gesetzt und anschließend wieder in seine Nullstellung abgekühlt. Hierdurch werden die Vorspannungen in den Federn gelöst.

4.2.4. 64 FGL-Aktoren im Verbund

Abb. 4.28 zeigt die Gesamtmontage aller Aktoren im Verbund. Der Mittenabstand der Aktoren beträgt hierbei 2,5 mm. Hieraus ergibt sich eine aktive Fläche von $17,5 \times 17,5 \text{ mm}^2$ und dies entspricht in etwa einer Fingerkuppe. Die Deck- und Grundplatte bestehen aus temperaturbeständigem Pertinax und sind in einem Abstand von 15 mm zueinander montiert. Es ist besonders darauf zu achten, daß die Bohrungen in der Boden- und Deckelplatte exakt sind, da sonst keine Leichtgängigkeit der Aktoren möglich ist. Es ist zudem besonders darauf zu achten, daß die Kontaktierung und Kabelführung der Kontaktstelle Stahlstift-Kupferlitze zugentlastet ist und eine Bewegung der Aktoren von ca. 3,5 - 4 mm zuläßt.

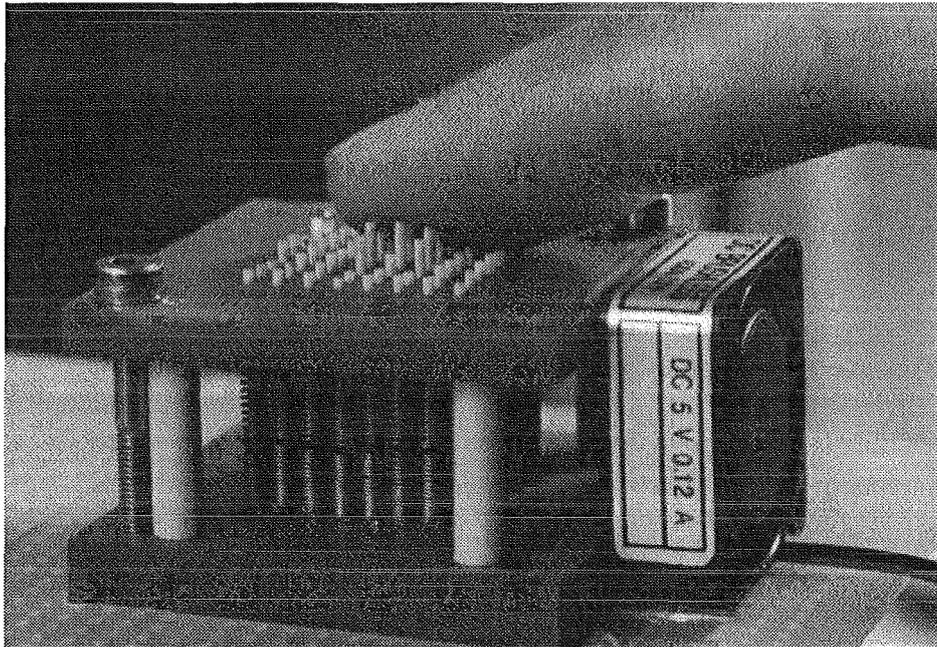


Abb. 4.28: Endmontage des Aktorarrays mit seitlichen Kühlventilator

Die Abb. 4.28 zeigt nur einen an der Seite befestigten Ventilator. Am endgültigen Aufbau sind zwei Ventilatoren seitlich gegeneinander angeordnet, und ein Ventilator belüftet die Aktoren in ihrer Längsachse, d. h. er ist unterhalb der Aktoren montiert.

4.2.5. Ansteuerung der Aktoren im Verbund

Die Zahlenmatrix der Sensorsignale muß in entsprechende Steuerspannungen bzw. Steuerströme zur Ansteuerung der Aktoren umgewandelt werden. Diese zugeführte Leistung ist ein Maß für die Erwärmung und den Grad der Phasenumwandlung und damit ein Maß für die Setzhöhe der einzelnen Aktoren.

Die Ansteuerung der Aktoren soll ohne Zeitverlust direkt nach der Ermittlung der Sensorwerte durch einen entsprechend aufgerüsteten PC erfolgen. Zur Verfügung stehen hierfür eine analoge Ausgabekarte mit 8 analogen Ausgängen (ME160) und eine digitale Ausgabekarte mit 16 optokoppelten digitalen Ausgängen (ME95) [Schüle96]. Jeder analoge Ausgang wird auf eine nachfolgende Treiberplatine geschaltet, die einen 1:8 Demultiplexer und acht Treiberstufen zur Ansteuerung der Aktoren beinhaltet (Abb. 4.29). Die zur schnelleren Rückstellung notwendigen Miniaturlüfter sind seitlich und unterhalb der Stiftaufnahme angebracht (in Abb. 4.29 sind nur zwei eingezeichnet). Sie werden ebenfalls durch den PC gesteuert. Für spätere Messungen der Stiftsetzhöhe steht ein induktiver Wegaufnehmer zur Verfügung [TKM95].

Um den notwendigen Strom für jede Treiberstufe von maximal 1,5 A zur Verfügung zu stellen, muß jede Treiberplatine mit einem Netzgerät (Abb. 4.30 - Vdd2) versorgt werden. Dieses Netzgerät muß im Extremfall maximal 12 A stabilisiert abgeben können, d. h. werden alle Aktoren gleichzeitig in ihrer maximalen Auslenkung angesteuert, so werden insgesamt 96 A Treiberstrom benötigt. Dieser hohe Treiberstrom soll durch entsprechende Softwarefilter ausgeschlossen werden. Werden nämlich alle Aktoren gleichzeitig gesetzt, so ist in dieser

Abbildung keine Information für den Chirurgen enthalten. Aufgrund der in Kapitel 6.5.1 erhaltenen Ergebnisse sollen nur sinnvolle Abbildungen durch die Stifte dargestellt werden. Da die Stifte für ein Setzmuster in der Regel gemeinsam in ihre Position fahren, kann schon relativ früh ein erster Eindruck des Stiftgebirges erfolgen. Eine endgültige Beurteilung der Abbildung kann jedoch erst nach Erreichen der endgültigen Position gemacht werden. Hierbei ist reine Tastvorgehensweise vorausgesetzt, d. h. der Bildschirm wird nicht zu Hilfe genommen.

Durch den Einsatz von acht SMP18-Demultiplexern kann die Anzahl der 8 analogen Spannungsausgänge auf 64 Spannungsausgänge erweitert werden. Jedem analogen Ausgang der ME160 wird damit acht Spannungsausgänge zugeordnet. Dies entspricht einer Spalte der Aktormatrix.

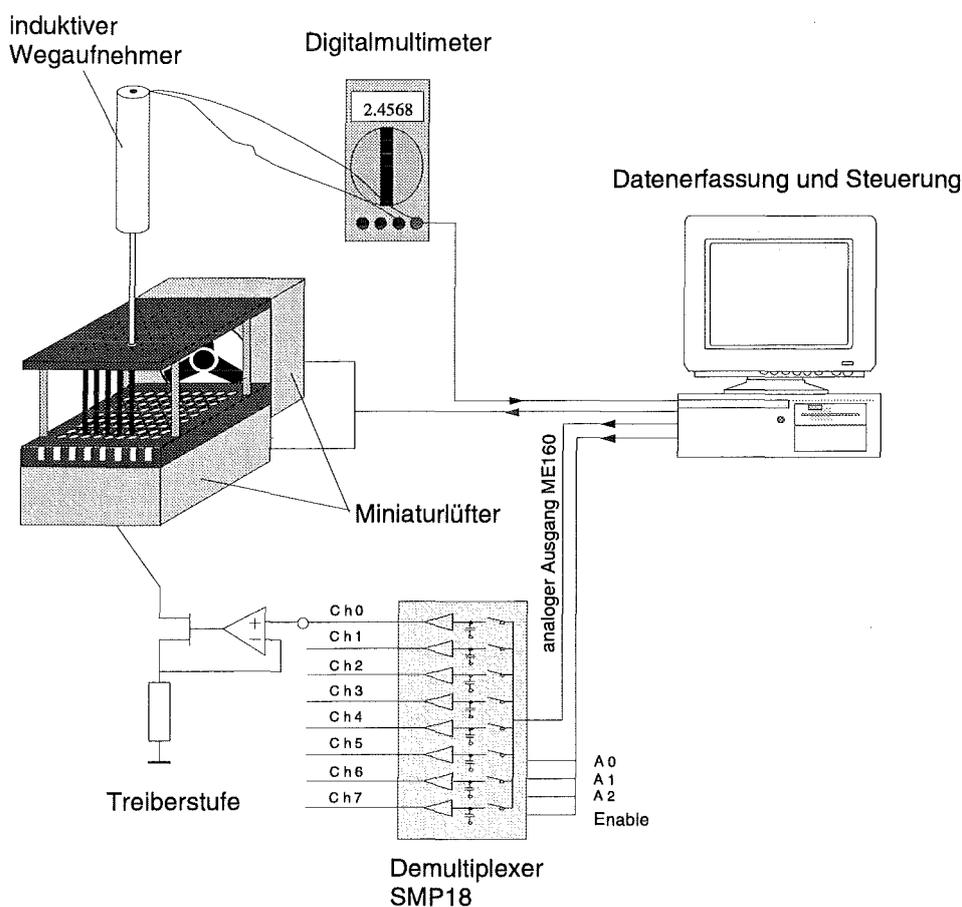


Abb. 4.29: Aufbau der Ansteuerung mit Meßvorrichtung

Der SMP18 beinhaltet einen 1:8 Demultiplexer, acht interne Speicherverstärker sowie interne Haltekondensatoren. Die Adressierung des Demultiplexers erfolgt durch ein 4-Bit langes Wort über die digitale Ausgabekarte (Abb. 4.30) [ME95]. Die Droop-Rate des SMP18 beträgt hierbei 40mV/s, was bei einer 12-Bit D/A-Wandlung bedeutet, daß die Haltekondensatoren innerhalb von 15 ms neu aufgeladen werden müssen.

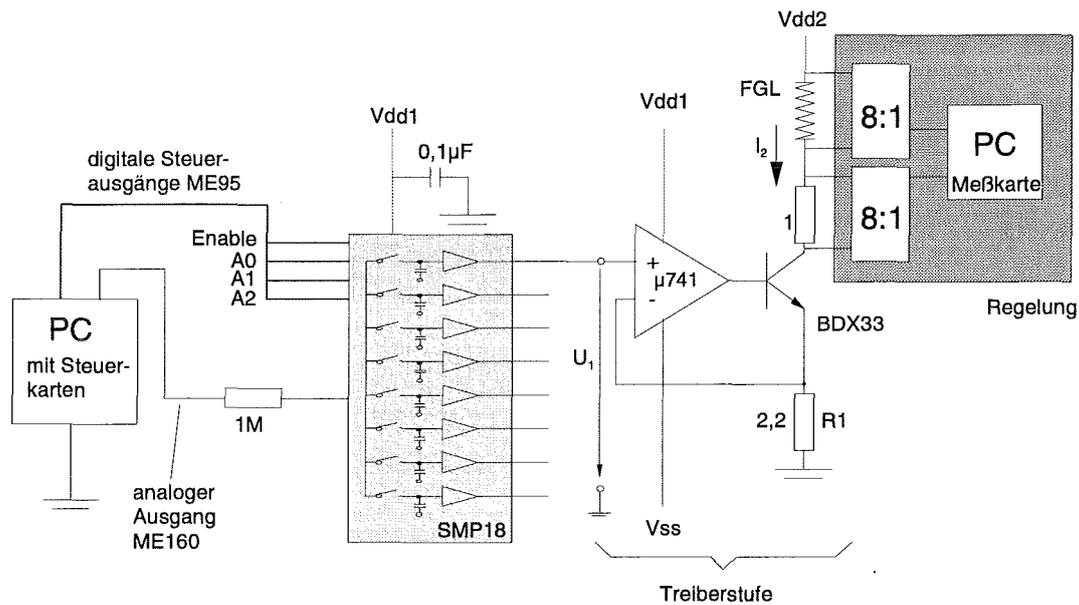


Abb. 4.30: Blockschaltbild der Ansteuerung

Die analogen Ausgänge können hierfür unipolar auf einen Spannungsbereich von 0...10 V eingestellt werden. Softwaremäßig erfolgt eine Begrenzung auf 3 V, d. h. die Spannung variiert zwischen 0 ... 3 V.

Die nachfolgende Treiberstufe ist eine spannungsgesteuerte Stromquelle und soll der FGL-Feder den Strom I_2 einprägen. Dieser Steuerstrom I_2 ist nur von der Steuerspannung U_1 abhängig und kann durch die analogen Ausgänge der ME160 (analoger Eingänge am SMP18) eingestellt werden [Tietze/Schenk91]. Der Spannungsabfall am Widerstand R_1 entspricht der Eingangsspannung U_1 und der Ausgangsstrom I_2 beträgt somit:

$$I_2 = \frac{U_1}{R_1} \left(1 - \frac{1}{B} \right)$$

Bei bipolaren Transistoren fließt ein Teil des Emitterstroms über die Basis ab. Da die Stromverstärkung B von der Kollektor-Emitterspannung U_{CE} abhängt, ändert sich der Basisstrom I_B mit der Ausgangsspannung U_2 . Dieser Nachteil wird durch den Einsatz einer Darlingtonschaltung (BDX33) kompensiert. Die Stromverstärkung B beträgt hierbei 750. Der Emitterstrom und damit der Laststrom wird dadurch konstant gehalten, daß ein konstanter Spannungsabfall über den Stromgegenkopplungswiderstand R_1 erzwungen wird. Die Ansteuerung des Operationsverstärkers $\mu 741$ erfolgt über den nichtinvertierenden Eingang, da hierdurch eine Belastung der Signalspannungsquelle vernachlässigt werden kann.

Die Programmierung der Steuerkarten ME160 und ME95 erfolgt unter Windows'95 mit der Prozeßvisualisierungssoftware HP-VEE von Hewlett Packard [HPVEE96]. Direkte Zugriffe auf Kartenadressen, Registerbelegungen und PC-Schnittstellen erfolgen durch gesondert programmierte C⁺⁺-DLLs. Die zugehörigen Quelltextdateien befinden sich im Anhang.

4.2.6. Schnittstelle Sensor - Aktor

Die Ausgabe der Meßwerte soll neben der in Kapitel 4.1.5.2 beschriebenen grafischen Darstellung ebenfalls mit den beschriebenen Aktoren erfolgen. Hierzu ist eine Konvertierung der Meßwerte für die Ansteuerung der Aktoren notwendig. Die auftretenden Drücke werden vom Sensor in Meßwerte und damit in Integerwerte gewandelt. Diese Integerwerte werden dann in Bereiche eingeteilt und diese Bereiche werden dann Ansteuerströmen zugeordnet. Die Ansteuerströme entsprechen dann wiederum den verschiedenen Auslenkungen den Stifte. Da die Aktoren in sieben verschiedene Auslenkungen positioniert werden sollen, muß die Druckskala ebenfalls in sieben Bereiche unterteilt werden. Erschwerend kommt hinzu, daß die maximale Auslenkung der Aktoren zwischen 3 und 4 mm schwankt. Je nach Größe der maximalen Auslenkung muß eine Korrektur der Ansteuerung erfolgen. Die Vorgehensweise zur Ansteuerung der Aktoren ist dabei folgendermaßen.

Zuerst wird das Maximum und das Minimum der Meßwerte einer Druckverteilung ermittelt. Die Differenz dieser Werte muß größer als ein empirisch ermittelter Integerwert (hier: 100) sein. Mit dem Wert des Maximums wird die Bereichseinteilung festgelegt. Der Druckbereich wird in acht Teilbereiche aufgeteilt. Die ersten zwei Teilbereiche werden dabei der kleinsten Stufe ohne Auslenkung zugeordnet. Die Stufen 3/8 ... 8/8 erhalten je eine um 0,5 mm erhöhte Auslenkung (Abb. 4.31).

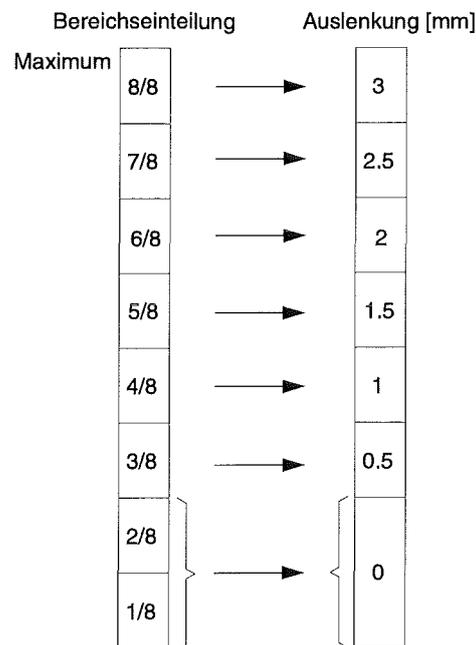


Abb. 4.31: Konvertierung der Druckwerte in Stellgrößen für die Aktoren

Durch die Konvertierung entsteht aus der Druckmatrix eine Matrix, die nur noch die Auslenkungen der jeweiligen Aktoren beinhaltet. Da die maximalen Auslenkungen der Aktoren, bedingt durch die Herstellung, zwischen 3 mm und 4 mm variieren können, wird eine zusätzliche Korrekturmatrix erstellt. Diese wird ebenfalls bei der Ansteuerung der Aktoren berücksichtigt. Hat z. B. ein Aktor nur eine maximale Auslenkung von 3 mm, so erreicht er diese Auslenkung

bei maximaler Leistung. Ein Aktor mit 3,5 mm Stellweg erreicht bei der gleichen maximalen Leistung allerdings die Auslenkung von 3,5 mm. Der Aktor mit 3,5 mm maximalem Ausschlag erreicht damit auch schneller die 3 mm Auslenkung als es der Aktor mit 3 mm Auslenkung erreicht.

Deshalb erhalten Aktoren mit einer Auslenkung von z. B. 3,5 mm einen negativen Korrekturwert. Die Aktoren mit flachem Kennlinienverlauf erhalten einen positiven Korrekturwert.

Es entsteht also eine Korrekturmatrix deren Elemente Werte von -0,2 bis +0,2 enthält. Diese Werte werden anschließend zu den Elementen der Ansteuermatrix addiert.

5. Meßtechnik und Versuchsdurchführung

Zur Bestimmung der funktionellen Eigenschaften der hergestellten Sensorelemente ist eine genaue Messung der Querschnittsabnahme der Innenfläche des Hohlzylinders in Abhängigkeit der aufbrachten Kraft erforderlich. Dies wird an beiden Sensortypen (komplett eingespannt und teilweise eingespannt) getrennt durchgeführt. In beiden Fällen kann die Innenfläche des Hohlzylinders nicht direkt gemessen werden und sie wird deshalb indirekt über die den Hohlzylinder passierende Strahlungsleistung gemessen. Anschließend wird die Funktionsfähigkeit des Sensors in einem tierexperimentellen Versuch geprüft.

Um die Anforderungen an linear positionierbare Aktoren in taktil-haptischen Displays zu ermitteln, wurde ein Taststand (Stiftematrix) aufgebaut. Dieser Taststand wird auf verschiedene unter der Stiftematrix positionierte Objekte (mit Erhebungen und Vertiefungen) abgesenkt. Dabei kann die Auslenkung aller Stifte gemessen werden. Bei anschließendem Erkunden durch den Finger können die Anforderungen an Aktoren sowie an die darstellbaren Objekte ermittelt werden.

Die hergestellten Aktorelemente müssen in ihrer Funktionalität hinsichtlich der gestellten Anforderungen und der Übereinstimmung mit ihrer rechnerischen Dimensionierung überprüft werden. Um dies festzustellen wurden die im folgenden beschriebenen Meßeinrichtungen aufgebaut bzw. als Teile vorhandener Meßeinrichtungen modifiziert und erweitert.

5.1. Meßstand zur Kennlinienaufnahme des eingespannten Einzelsensors

Um die Abnahme der inneren Fläche eines einzelnen Siliconhohlzylinders in Abhängigkeit der aufbrachten Kraft zu bestimmen, wurde eine Meßvorrichtung gemäß Abb. 5.1 aufgebaut. Die Leuchtfolie konnte in dieser Anordnung nicht eingesetzt werden, da die Stempelgröße der Kraftmeßdose eine Kontaktierung der Leuchtfolie nicht mehr erlaubte. Deshalb wurde eine Sendediode eingesetzt, die sich direkt in der Spitze der Kraftmeßdose befindet.

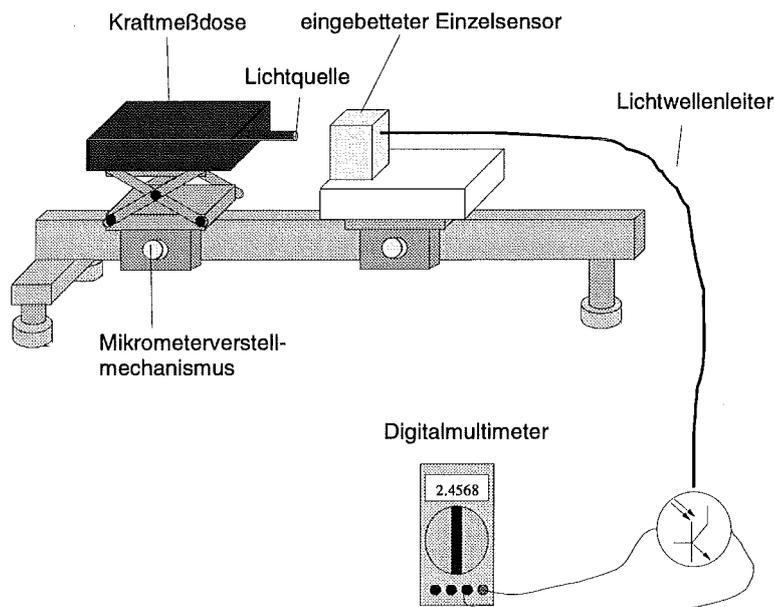


Abb. 5.1: Versuchsaufbau zur Bestimmung der Kennlinie des komplett eingespannten Einzelsensors

Zur Bestimmung der Flächenänderung wurde die Kraftmeßdose mit definierten Kräften über eine Mikrometerstellschraube auf die Sensorfläche gedrückt. Über den Phototransistor, dessen Basis-Kollektor-Sperrschicht von Licht beeinflusst werden kann, wird das ankommende Lichtsignal ausgewertet.

5.2. Meßstand zur Kennlinienaufnahme der Sensormatrix

Zur Kalibrierung der Sensormatrix wurde eine Meßvorrichtung gemäß Abb. 5.2 aufgebaut. Zu besseren Übersicht ist die Zange nicht detailgetreu in ihrer eigentlichen Form, sondern als Stab abgebildet. Der Zangengriff befindet sich normalerweise direkt vor der CCD-Auswerteeinheit. Er ist ebenfalls nicht eingezeichnet.

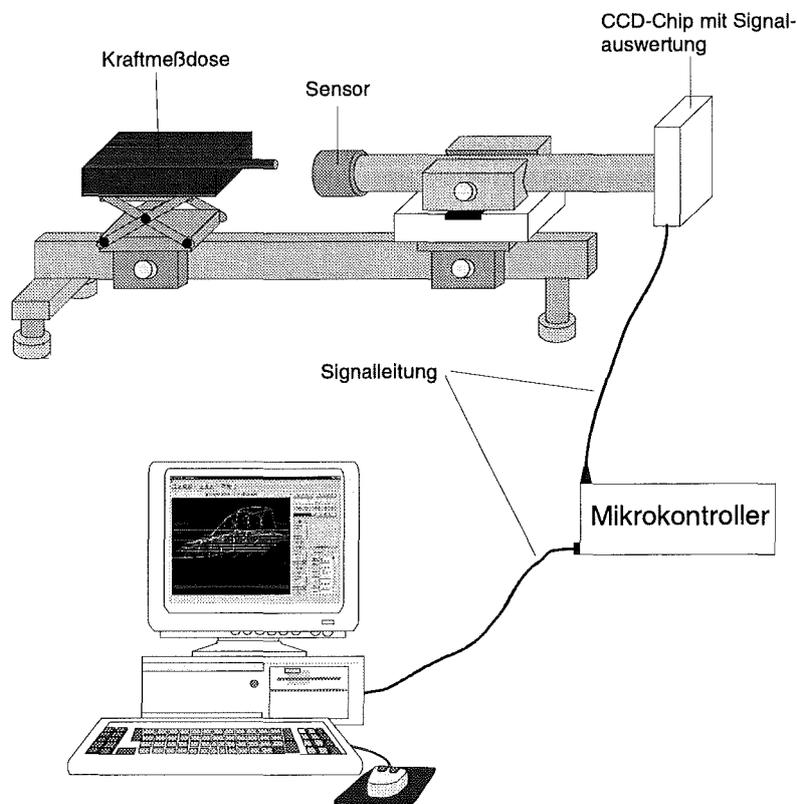


Abb. 5.2: Versuchsaufbau zur Bestimmung der Kennlinien der Sensormatrix

Die Meßkraft wurde über eine Kraftmeßdose und einen Stempel auf die gesamte sensitive Fläche der Zange appliziert. Dies erfolgte über Rollentische, (nicht eingezeichnet) die eine Positionierung mit einer Genauigkeit von $1/100$ mm erlauben. Die Einstellung der Kraft erfolgt manuell durch Verschieben des Rollentisches und damit des Stempels gegen die Sensorfläche. Zur Kontrolle der applizierten Kraft dient die Kraftmeßdose. Um das Kriechverhalten des Kautschuks unter Dauerbelastung zu prüfen wurden verschiedene Drücke über einen Zeitraum von 300 Sekunden eingestellt. Damit über diesen Zeitraum der Druck auf der Sensorfläche konstant gehalten werden konnte, wurde bei Veränderung der Druckkraft (dies ist an der Anzeige der Kraftmeßdose abzulesen) manuell nachgestellt. Anschließend erfolgten die Messungen

bezüglich der Reproduzierbarkeit der Sensorsignale. Dabei wurde der Sensor in 10 Messungen mit einer Kraft für 10 Sekunden belastet und anschließend 20 Sekunden entlastet. Dies erfolgte mit den Kräften 5 N, 10 N und 15 N. Die Ergebnisse hierzu sind in Kapitel 6.3.1 und 6.3.2 aufgeführt.

5.3. Experimentelle Tierversuche

Die tierexperimentellen Versuche wurden bei unserem medizinischen Forschungspartner, der Universitätsklinik in Tübingen durchgeführt. Bei den zu operierenden Tieren handelte es sich um Jungschweine im Alter von 5 bis 6 Monaten. Mit Hilfe solcher Tierversuche können die Ärzte neue Operationsmethoden oder aber neue Instrumente erproben und ihre Geschicklichkeit verbessern. Tierexperimentelle Versuche sind deshalb an dieser Stelle notwendig, da durchblutete Organe im Vergleich zu toten Organen z.B. ein ganz anderes mechanisches Verhalten (Elastizität) besitzen. Die parallelgreifende Sensorzange wurde deshalb auf ihre Funktionalität und Handhabung in einem solchen tierexperimentellen Versuch geprüft. Es erfolgte mit zwei getrennten tierexperimentellen Versuchen. Vor dem zweiten Einsatz wurden die Mängel des ersten Einsatzes behoben, so daß der zweite Versuch der relevante bezüglich der Handhabung der Zange ist. Die Funktionalität und die Empfindlichkeit des Sensors wurden nicht verändert.

Versuch 1+2:

Da die jungen Schweine in der Regel keine Anomalitäten (Karzinome) in Hohlorganen aufzeigen, wurden zur Simulation von Verhärtungen im ersten Tierversuch Steine im Ureter plaziert. Dabei handelte es sich um gewöhnliche Kieselsteine, die in der Härte und in ihrer Form echten Verhärtungen entsprachen. Im zweiten Versuch wurden die Steine durch eine Kette mit darauf befestigten, verschieden großen Kautschukugeln ersetzt. Die Abstände der Kugeln waren dabei so groß, daß jeweils nur eine Kugel zwischen das Maulteil plaziert werden konnte. Die Operation verlief in zwei Teiloperationen ab. Im ersten Teil wurde laparoskopisch die Gallenblase entfernt und anschließend wurde der Gallengang mit der Sensorzange abgetastet. Im zweiten Teil wurde am offenen Abdomen operiert. Die Simulationen in Form von Steinen und Kautschukugeln wurden dabei im Ureter plaziert. Dieser ist besonders dafür geeignet, da er am offenen Abdomen sehr gut zugänglich ist. In beiden Fällen waren die Steine und die Schnur nun von außen nicht mehr sichtbar und es galt, die simulierten Verhärtungen mit der Sensorzange zu erkennen.

Zu Beginn jedes Versuchs wurden die in der Aufgabenstellung genannten Organe untersucht und ohne implantierte Verhärtungen gegriffen. Hierbei handelt es sich um den Galle ableitenden Gallengang (Ductus choledochus) und die Lymphknoten (Nodus lymphaticus) im Beckenbereich.

5.4. Taststand und Versuchsdurchführung

Um nun die Anforderungen bzgl. der Auslenkung der einzelnen Stifte sowie die Anzahl der notwendigen Abstufungen innerhalb des Stellweges eines Stiftes zu erhalten, wurde ein Taststand aufgebaut. Er ermöglicht es, die unterschiedlichen Setzhöhen der Stifte während des Ertastens von Objekten mit den Fingern zu messen (Abb. 5.3).

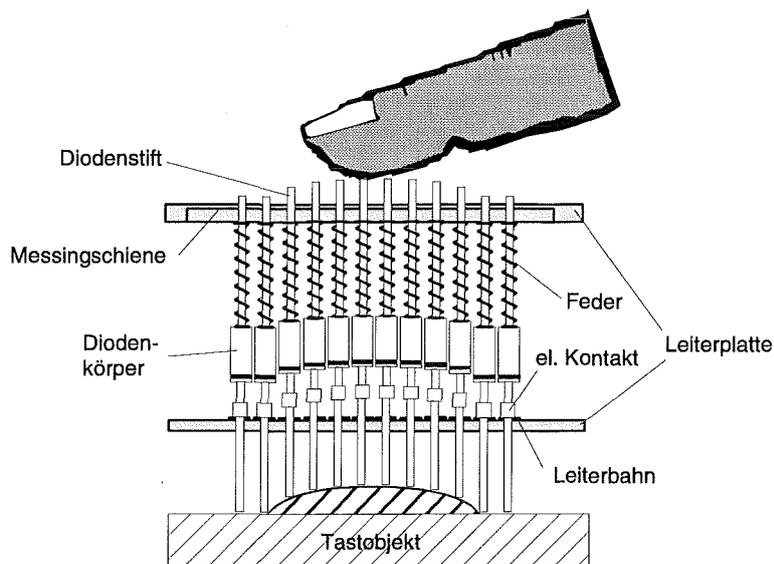


Abb. 5.3: Taststand zur Messung der Anforderungen an die Auslenkung der Setzstifte

Der Taststand wird mit definierter Geschwindigkeit auf verschiedene darunterliegende Tastobjekte abgesenkt. Die einzelnen Taststifte wirken wie elektrische Schalter. Bei Berührung mit dem Tastobjekt wird der Kontakt gelöst und der Stromkreis unterbrochen. Da die Absenkgeschwindigkeit gemessen wird und der Zeitpunkt des Beginns der Absenkung bekannt ist, ist zu jedem Zeitpunkt die Position eines Stiftes bekannt. Die Versuche haben jedoch gezeigt, daß während die Stifte sich bewegen, keine Aussage über das Objekt gemacht werden kann. Eine Aussage über das Objekt kann erst getroffen werden, nachdem die Stifte ihre endgültige Auslenkung erreicht haben.

Abb. 5.4 zeigt die Endmontage des Arrays mit darunterliegendem Tastobjekt (Y-Form). Das Tastobjekt wird durch die Stiftanordnung abgebildet und kann mit dem Finger abgetastet werden. Auf dem linken Bild ist die Abbildung eines Tastobjektes durch die Stifte zu erkennen. Das rechte Bild zeigt das mechanisch stabile Stiftmuster, das der aktiven Bewegung des Fingers standhält.

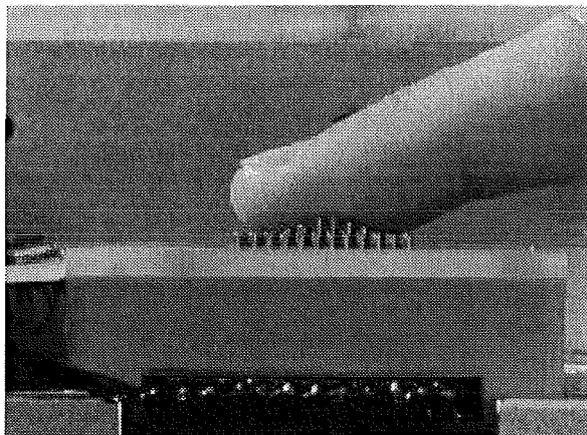
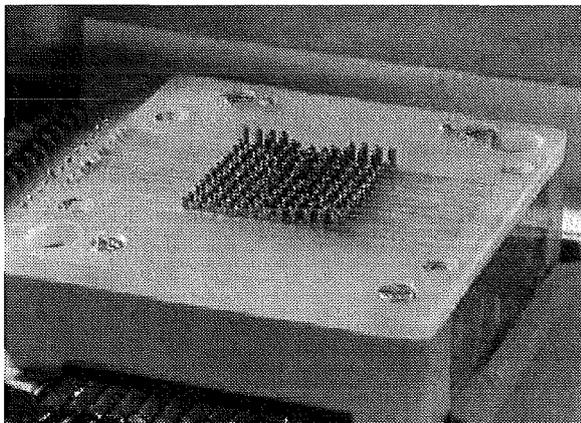


Abb. 5.4: Aufbau des Taststandes mit darunterliegendem Tastobjekt

Mit dieser Anordnung wurden pro Proband drei Testreihen durchgeführt. Insgesamt wurden die Tests an 23 sehenden und 7 blinden Probanden durchgeführt [Fischer96]. Hierbei mußten 20 Objekte nach ihrer Form beschrieben und erkannt werden. In den Objekten sind Stiftabstufungen von 0,3 mm, 0,5 mm und 0,7 mm vorhanden. Diese Abstufungen sollten von den Probanden differenziert werden. Die Versuche wurden bei den sehenden Probanden unter Zuhilfenahme der Bildschirmdarstellung wiederholt (Abb. 5.5). Das Objekt wurde durch die Stifte abgebildet und nach 15 Sekunden erfolgte die Zuschaltung des Monitorbildes.

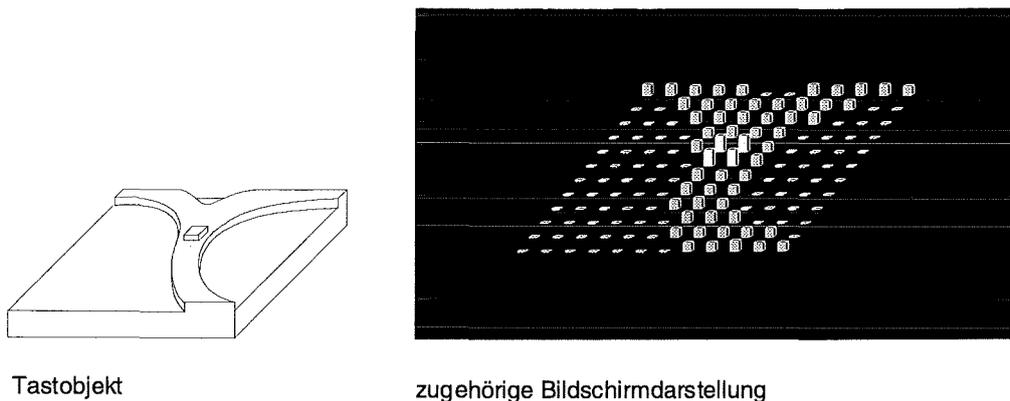


Abb. 5.5: Tastobjekt mit zugehöriger Bildschirmdarstellung

Bei der letzten Testreihe für sehende Probanden wurden die Objekte in einer willkürlichen Reihenfolge dargeboten. Der Proband hatte eine Vorlage mit allen abgebildeten Objekten und mußte sich entscheiden, um welches Objekt es sich gerade handelt. Er sollte Aussagen über absolute Stifthöhen treffen. Die blinden Probanden mußten in der zweiten Testreihe zeigen, ob sie Objekte mit gleicher Grundform aber unterschiedlichen Höhen unterscheiden können. Dafür wurden teilweise Objekte aus dem ersten Versuch verwendet. Die restlichen wurden neu gefertigt. Beim dritten Versuch mußten die blinden Probanden eine Teilmenge aus dem zweiten Kontingent der Objekte mit der absoluten Höhenangabe der Stifte beziffern.

Bei den Tastversuchen für sehende Probanden wurde eine Latexfolie über die Stiftanordnung gespannt um ein homogeneres Tastempfinden zu erzielen. Die blinden Probanden lehnten diese Folie ab, da sie nach ihrer Meinung auf der Stiftoberfläche rutscht und somit Informationen verdeckt. Blinde Probanden sind aufgrund ihrer sehr viel höheren Sensitivität der Finger an dieser Zusatzinformation interessiert.

Das Kontingent an Tastobjekten der ersten Versuchsreihe zeigt Abb. 5.6:

Nummer: _____
 Name: _____
 Vorname: _____
 Alter: _____
 Geschlecht: m w

Testart: _____
 Folie Ja / Nein

Datum: _____

Beruf: _____
 Tonband von - bis: _____

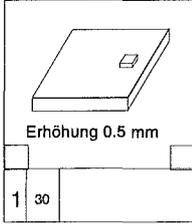
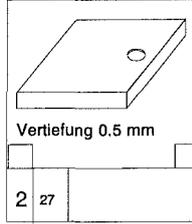
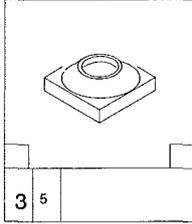
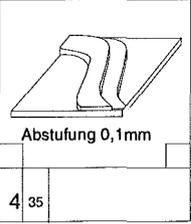
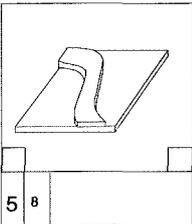
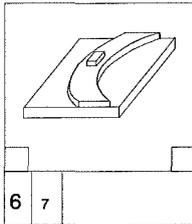
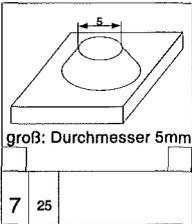
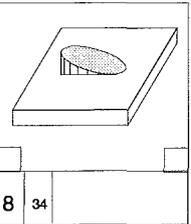
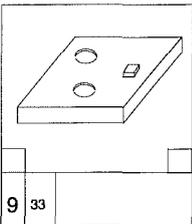
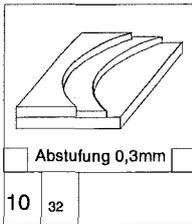
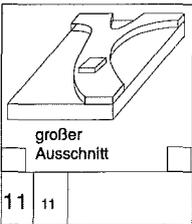
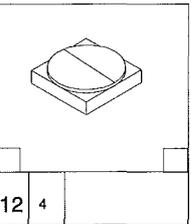
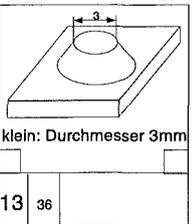
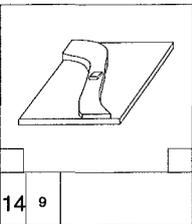
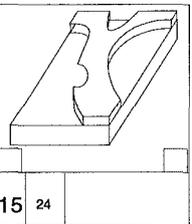
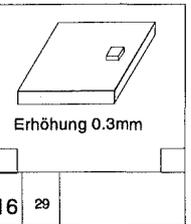
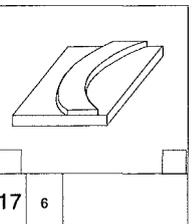
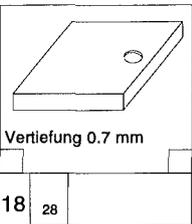
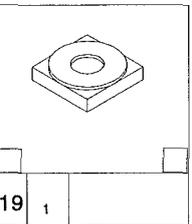
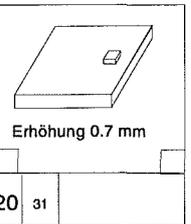
 Erhöhung 0.5 mm 1 30	 Vertiefung 0.5 mm 2 27	 3 5	 Abstufung 0,1mm 4 35
 5 8	 6 7	 groß: Durchmesser 5mm 7 25	 8 34
 9 33	 Abstufung 0,3mm 10 32	 großer Ausschnitt 11 11	 12 4
 klein: Durchmesser 3mm 13 36	 14 9	 15 24	 Erhöhung 0.3mm 16 29
 17 6	 Vertiefung 0.7 mm 18 28	 19 1	 Erhöhung 0.7 mm 20 31

Abb. 5.6: Tastobjekte (Versuchsreihe 1 - sehende und blinde Probanden g emeinsam -)

Die Ergebnisse werden anhand der ersten Testreihe beschrieben. Diese Testreihe wurde an sehenden und blinden Testpersonen gleichermaßen durchgeführt. Die Ergebnisse aus den Testreihen zwei und drei werden zusammengefaßt dargestellt.

5.5. Konditionierung des Zweiwegeffektes an einer FGL-Feder

Im Rahmen dieser Arbeit sollte durch gezielte Wärmebehandlung versucht werden, Aktoren mit einem eingprägten Zweiwegeffekt herzustellen [Drumm95]. Dies bedeutet, daß der FGL-Aktor ohne äußere Rückstellkraft zwischen der Hochtemperaturform und der Niedertemperaturform durch bloßes Erhitzen und Abkühlen hin- und herschaltet. Verantwortlich für den Zweiwegeffekt ist spannungsinduzierter Martensit, der entweder durch Verformung unterhalb M_f , oder durch Belastung von Austenit kurz oberhalb A_f entsteht [Perkins90]. Es entstehen bevorzugte Martensitvarianten, welche die Bildung der Niedertemperaturform bewirken. Zur Herstellung solcher Zustände gibt es verschiedene Wege:

- Deformation über das martensitische Plateau hinaus.
Die FGL-Feder wird hierbei unterhalb M_f über den Martensitplateaubereich gedehnt und bei anschließender Erwärmung bildet sich die Probe nicht mehr vollständig zurück. Wird die Probe jedoch anschließend wieder abgekühlt, so bewegt sich die Probe einen Teil in Richtung dieser Überdehnung.
- Trainieren durch deformieren-erhitzen-kühlen-deformieren usw.
Prinzipiell wird bei dieser Trainingsmethode der Formgedächtniseffekt solange wiederholt bis sich ein Zweiwegeffekt einstellt. Dabei wird die FGL-Feder unterhalb M_f innerhalb des Martensitplateaus verformt und anschließend wieder in die Hochtemperaturphase erhitzt. Nach mehrmaligen Zyklen zeigt die Probe ein Bestreben in Richtung der Verformung innerhalb des Martensitplateaus. Allerdings muß die räumliche Orientierung während der mechanischen Verformung beibehalten werden.
- Belast- und Entlastzyklen oberhalb A_f und unterhalb M_d
Spannungsinduzierter Martensit wird durch ständiges Be- und Entlasten im pseudoelastischen oder superelastischen Bereich oberhalb A_f jedoch unterhalb M_d erreicht.
- Abkühlung unter Spannung mit anschließendem spannungsfreiem Erhitzen
Die FGL-Feder wird hierbei in austenitischem Zustand verformt und es wird somit spannungsinduzierter Martensit erzeugt. Anschließend wird die mit Spannung beaufschlagte FGL-Feder unterhalb M_f abgekühlt und wieder ohne Last auf ihre Hochtemperaturform erhitzt. Dieser Zyklus muß ebenfalls mehrere Male durchlaufen werden.
- SIM Training (Spannungsinduzierter Martensit)
Hierbei erfolgt die Konditionierung durch einfaches Durchlaufen von Temperaturzyklen. Die FGL-Feder wird hierbei zunächst in ihrer Hochtemperaturphase konditioniert (Einstellen des Einwegeffektes) und anschließend unter M_f abgekühlt. Danach wird die FGL-Feder mit einer konstanten Last beaufschlagt und somit verformt. Mit dieser Last wird die Feder über M_d erhitzt und anschließend wieder abgekühlt. Dieser Zyklus wird mehrere Male durchlaufen und es stellt sich ein Zweiwegeffekt ein.

Zur Einprägung des ZWE wurde das SIM-Trainingsverfahren eingesetzt. Dazu wird der FGL-Feder zunächst ihre Hochtemperaturform (Austenitform) eingprägung. Dies erfolgt bei 500 °C in gehaltener Form, d. h. die Feder muß in ihrer Hochtemperaturform für die Dauer von ca. 5 Minuten festgehalten werden. Nachdem die Feder auf ihre Austenitform konditioniert wurde, wird eine weitere Wärmebehandlung durchgeführt. Hierbei wird sie ebenfalls bei 500 °C ca. 2 Minuten lang mit einer Last beaufschlagt, d. h. durch diese Last wird der Feder eine Spannung eingprägung und es entsteht an den Spannungslinien ausgerichteteter Martensit. Wird eine so vorgespannte Feder unter gleichbleibender Last abgekühlt, so ist der dadurch entstehende

Martensit ebenfalls stark orientiert. Anschließend wird die Feder wieder auf eine Temperatur oberhalb A_f erwärmt. Aufgrund der weiterhin einwirkenden Belastung wandelt sich ein Teil des Austenits in orientierten, spannungsinduzierten Martensit um. Durch mehrmaliges Wiederholen dieses Zyklus' werden stabile Versetzungslinien erzeugt, in deren Spannungsfeld sich Martensit ohne äußere Belastung ausrichten kann. Dieser Zyklus wird insgesamt 30 mal mit 120 g und 30 mal mit 180 g wiederholt. Bei einem Training mit einer höheren Last ist zu erwarten, daß sich ein größerer ZWE einstellt. Mit einer größeren Last wird in der Hochtemperaturphase mehr Austenit in spannungsinduzierten und damit orientierten Martensit umgewandelt. Weiterhin entstehen mehr Versetzungslinien, d. h. größere innere Spannungen. Dadurch orientiert sich mehr Martensit während der Abkühlphase, und es kann ein größerer ZWE erreicht werden. Die Ergebnisse aus diesen Versuchen sind in Kapitel 6.6 aufgeführt.

5.6. Meßstand zur Aufnahme der Kennlinien des Einzelaktors

Die Angaben des Herstellers beziehen sich auf die Austenit-Start-Temperatur und auf die Austenit-Finish-Temperatur und werden belastungsfrei gemessen. Sie lauten für diese Legierung: $A_s = 45^\circ\text{C}$, $A_f = 57^\circ\text{C}$. Zur exakten Bestimmung der Umwandlungstemperaturen der hier verwendeten Aktoren wurde eine Meßanordnung gemäß Abb. 5.7 aufgebaut.

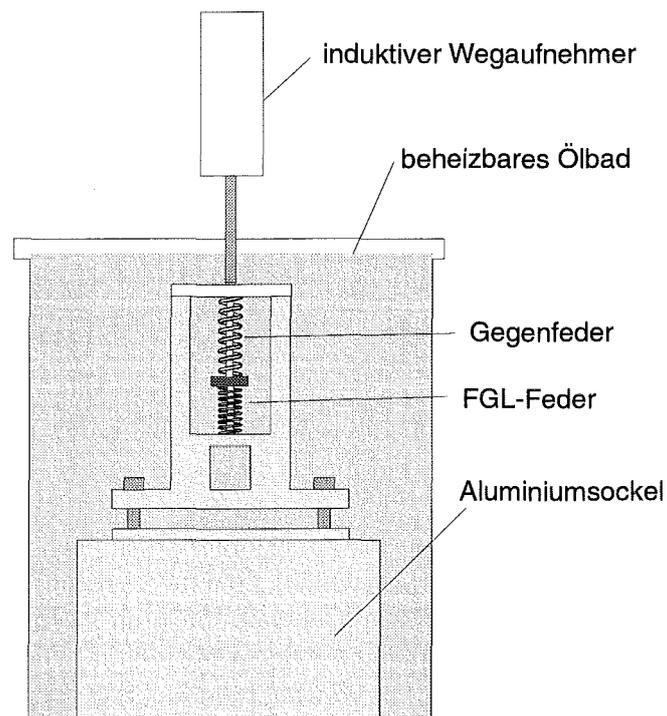


Abb. 5.7: Messanordnung zur Messung der Umwandlungstemperaturen

Der gesamte Aktor wird vollständig in ein beheizbares Ölbad getaucht. Dieses Ölbad wird langsam auf 155°C erhitzt, damit sich durch den Aufbau bedingte Vorspannungen lösen. Anschließend wird die Auslenkung des Aktors während der Abkühlung mit einem induktiven Wegaufnehmer gemessen. Eine erneute Erwärmung des Ölbad auf 155°C , bei gleichzeitiger

Messung der Auslenkung, liefert die Kennlinie des Aktors während des Heizzyklus. Die spezifischen Temperaturen werden durch das Tangentenschnittverfahren bestimmt.

5.7. Meßstand zur Kennlinienaufnahme der Aktoren im Verbund

Zur Kennlinienaufnahme der Aktoren im Verbund wurde ein Teststand gemäß Abb. 5.8 aufgebaut. Mit ihm ist es möglich, beim Setzen von Mustern die Stifte einzeln zu vermessen. Da nur ein induktiver Wegaufnehmer zur Verfügung steht, ist die Kennlinienaufnahme aller Aktoren sehr zeitaufwendig. Wird z. B. ein Muster in einer 3 x 3 Matrix vermessen, so muß dieses Muster 9 mal gesetzt werden, damit die Kennlinie eines jeden Aktors ermittelt werden kann. Deshalb werden in späteren Versuchen die darzustellenden Muster auf Teilbereiche der Matrix reduziert, falls dies möglich ist.

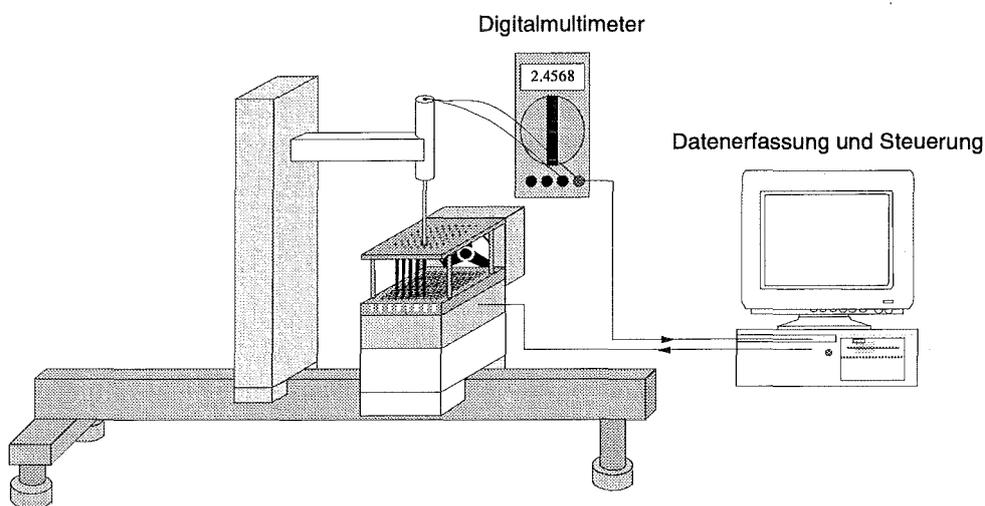


Abb. 5.8: Meßanordnung zur Kennlinienaufnahme der Aktoren in der Matrix

Um das Verhalten der Aktoren im Verbund zu messen, wurden zuerst die Kennlinien aller 64 Einzelaktoren aufgenommen. Diese Kennlinien werden nach Bearbeitung in einer Korrekturmatrix abgelegt. Die Korrekturmatrix dient zur Ansteuerung der Aktoren. Beträgt beispielsweise die maximale Auslenkung eines Stiftes 3,5 mm, so kann die erhöhte Auslenkung durch eine niedrigere Ansteuerspannung korrigiert werden und jeder Stift zeigt dann eine maximale Auslenkung von 3 mm. Diese Korrektur ist für eine exakte Positionierung der Aktoren und damit zum Darstellen von Mustern erforderlich. Die Messung der Positioniergenauigkeit wird an der 3 x 3 Matrix durchgeführt. Zuletzt war die gegenseitige thermische Beeinflussung der Aktoren von besonderem Interesse, d. h. wie verhält sich der jeweilige Nachbarstift beim Setzen eines Aktors.

Die Ergebnisse aus der 3 x 3 Matrix sollen durch Setzen von Mustern in der 4 x 4 Matrix und der 8 x 8 Matrix bestätigt werden. Die mittels Sensorzange in den tierexperimentellen Versuchen gemessenen Druckverteilungen werden durch alle Aktoren in der 8 x 8 Matrix dargestellt.

6. Ergebnisse

Die Ergebnisse sind folgendermaßen gegliedert. Beginnend werden die Ergebnisse der Materialuntersuchung des eingesetzten Kautschuks dargestellt. Es folgen dann die Ergebnisse der analytischen Berechnung sowie der FE-Analysen. Dann werden die Ergebnisse des komplett eingespannten Sensors dargestellt. Es folgen die Meßergebnisse, der in die Zange integrierten Sensormatrix. Die Zange mit Sensormatrix wird zusätzlich auf Reproduzierbarkeit und Kriechverhalten während der Handhabung untersucht. Dann folgen abschließend die Ergebnisse der im tierexperimentellen Versuch eingesetzten endoskopischen Zange mit Sensormatrix.

Die Ergebnisse der Aktorik lassen sich in vier Teilgebiete aufgliedern: Zunächst werden die Resultate der Tastversuche und die daraus gewonnenen Anforderungen an die Aktoren aufgeführt. An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, daß die Ergebnisse aus den Tastversuchen zugleich diskutiert werden. Dies ist erforderlich, da sie das Anforderungsprofil für die Aktoren bilden. Es folgen die Resultate des SIM-Trainings zum Einstellen des Zweiwegeeffektes und anschließend wird das Verhalten der eingesetzten Aktoren durch ihre Kennlinien dargestellt. Abschließend wird das Verhalten der Aktoren im Verbund beschrieben. Die Aktormatrix konnte im Gegensatz zum Sensor noch nicht im tierexperimentellen Einsatz erprobt werden.

6.1. Ergebnisse der Materialuntersuchung und der Sensoren

Um den Kurvenverlauf der errechneten Flächenänderung der Innenfläche des Kautschukkanals in Abhängigkeit von der aufbrachten Kraft zu erhalten, muß das E-Modul des eingesetzten Kautschuks bekannt sein. Diese Angabe wurde jedoch vom Hersteller nicht mitgeteilt und mußte deshalb am IMF (Institut für Materialforschung) im FZK (Forschungszentrum Karlsruhe) empirisch an einer Druckprüfmaschine ermittelt werden. Die Ausgangslänge der Kautschukzylinder betrug dabei 8 mm und die Proben wurden bis zum plastischen Fließen gedrückt (DIN53454). Abb. 6.1 zeigt das E-Modul in Abhängigkeit der aufbrachten Spannung. Die erhaltenen Kennlinien wurden durch eine Gerade mit der Beziehung $f(\sigma_z) = 1,0414 \cdot \sigma_z + 0,8077$ angenähert.

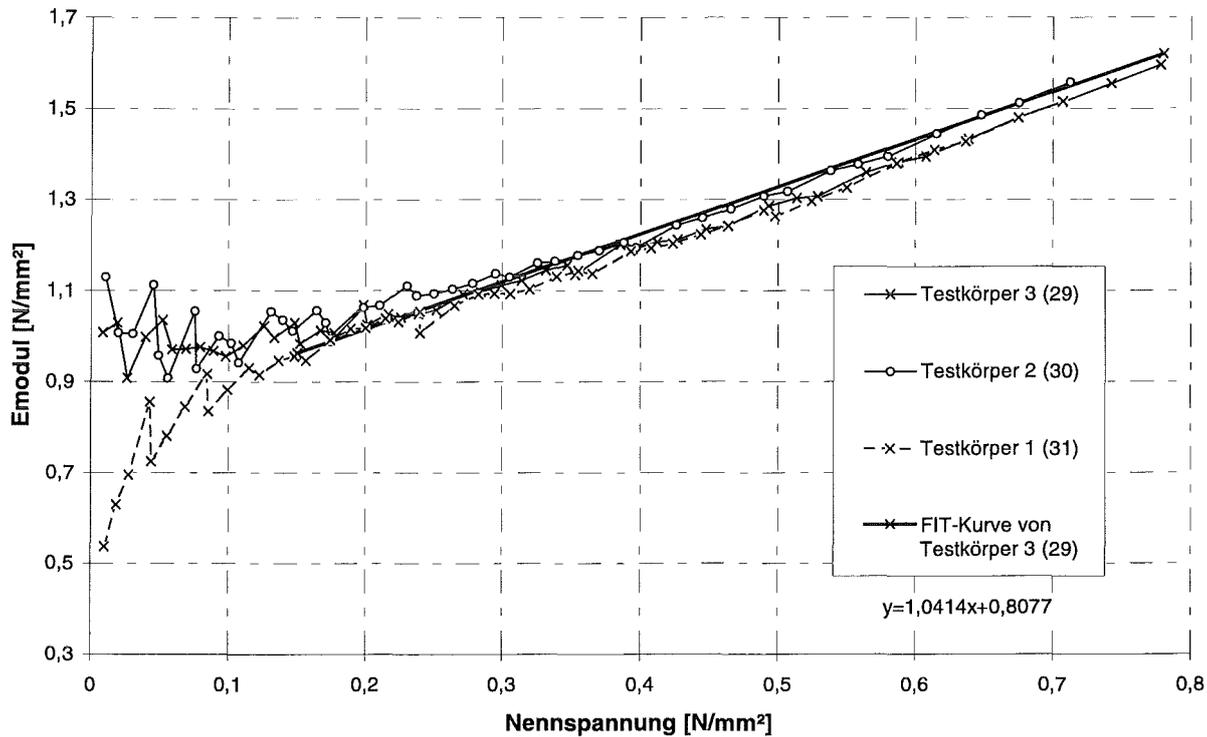


Abb. 6.1: E-Modul-Spannungs-Diagramm des eingesetzten Kautschuks

Diese Funktion diente zur Berechnung der Radiusänderung und damit der Flächenänderung des Kautschukkanals in Kapitel 4.1.3 und 4.1.4.

6.1.1. Ergebnisse - analytisch Berechnung des komplett eingespannten Einzelsensors

Abb. 6.2 zeigt den Verlauf der Kennlinie eines mittels Superposition (Abb. 4.7) berechneten Siliconhohlzylinders bei Druckbeaufschlagung. Dargestellt ist der Verlauf der Änderung der inneren Querschnittsfläche (Fläche der inneren Bohrung) in Abhängigkeit der aufgetragenen Kraft.

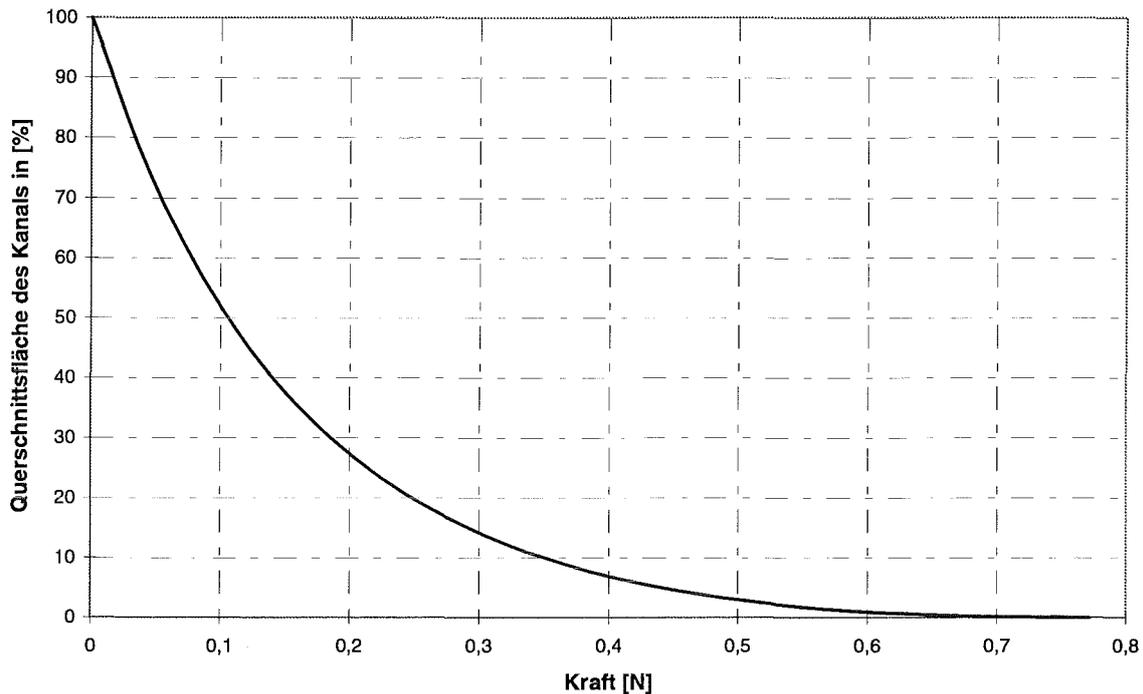


Abb. 6.2: Berechnete Abschnürung des Zylinders in Abhängigkeit der aufgetragenen Kraft

Nach Gleichung 4.1 nimmt der Innenradius r_{i2} proportional zum Betrag der Druckspannung ab. Damit erhält man für den Querschnitt eine quadratische Abnahme in Abhängigkeit von der aufgetragenen Kraft. Bei einer Kraft von ca. 0,77 N ist der Zylinder praktisch komplett abgeschnürt und es kann kein Licht mehr passieren.

6.1.2. Ergebnisse der FE-Analysen

Für die beiden Modelle A (komplett eingespannter Siliconhohlzylinder) und B (teilweise eingespannter Siliconhohlzylinder) wurde in Abhängigkeit von der axialen Kraft F die Verformung des Siliconkautschuks errechnet. Abb. 6.3 und Abb. 6.4 zeigen das Modell A und B in undeformierter und deformierter Seitenansicht bei einer axialen Kraft $F=0,4$ N. Abb. 6.5 zeigt das Modell B in undeformierter und deformierter isometrischer Ansicht bei einer axialen Kraft $F=0,4$ N. Die FE-Analysen sollen vor allem das Verhalten des teilweise eingespannten Hohlzylinders vorhersagbar machen.

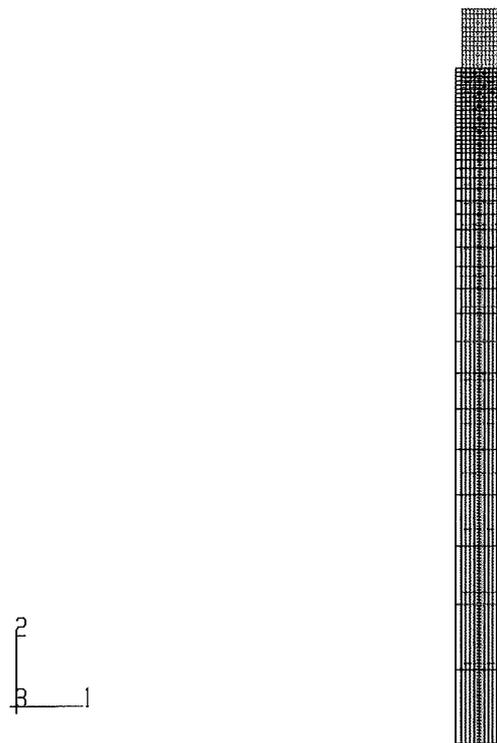


Abb. 6.3: Undeformiertes und deformiertes Modell A in Seitenansicht

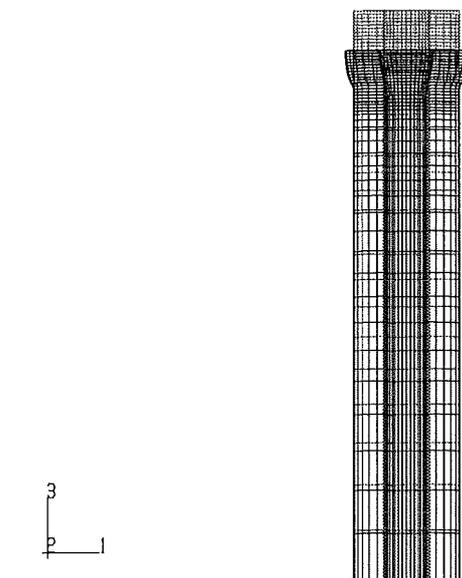


Abb. 6.4: Undeformiertes und deformiertes Modell B in Seitenansicht

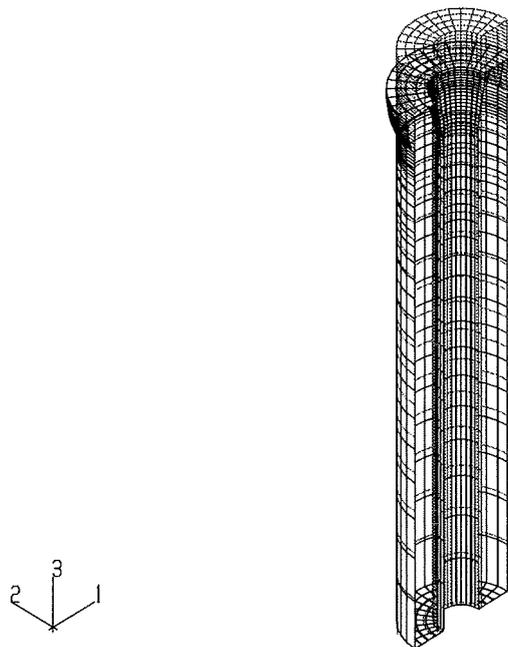


Abb. 6.5: Undeformiertes und deformiertes Modell B in isometrischer Ansicht

Die durch die FE-Analyse ermittelten Querschnittsreduzierungen der zwei Modelle sind in Abb. 6.6 zusammengefaßt dargestellt.

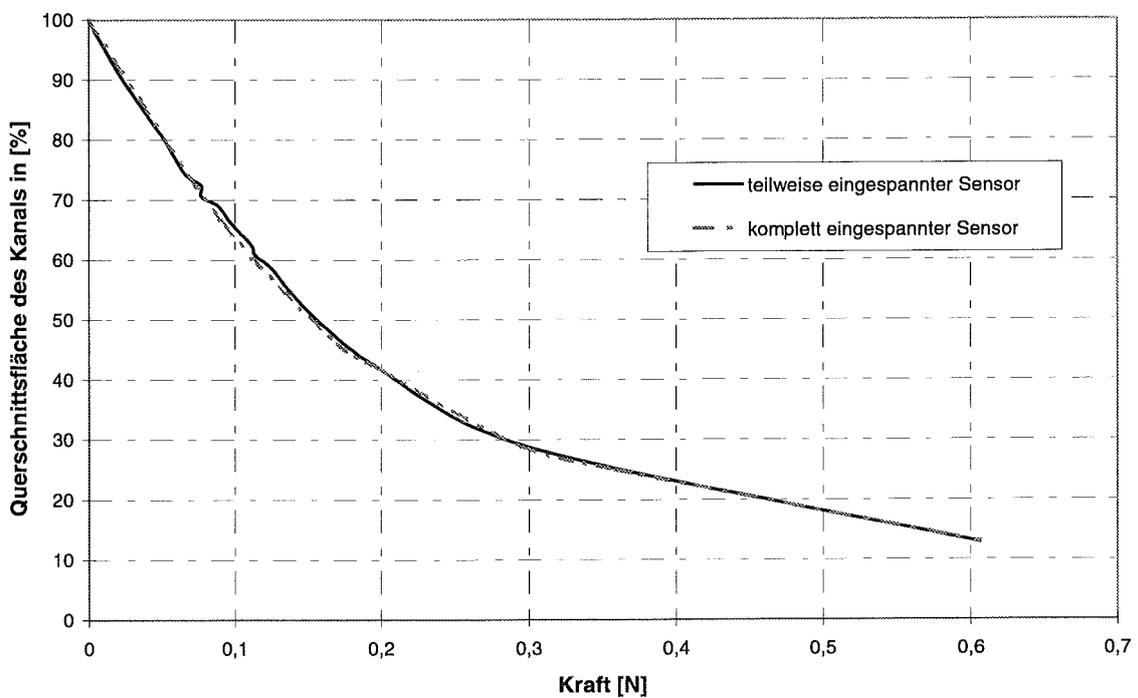


Abb. 6.6: Darstellung der reduzierten Fläche als Funktion der Kraft F in den FE-Analysen

Beide Kennlinien verlaufen nahezu deckungsgleich. Die Kennlinie des teilweise eingespannten Sensors zeigt im Kraftbereich von 0,07 bis 0,13 N eine geringere Flächenänderung als die Kennlinie des komplett eingespannten Sensors. Bei Kräften $>0,2\text{ N}$ verlaufen die Kennlinien wieder weitgehend deckungsgleich.

6.2. Meßergebnisse des komplett eingespannten Einzelsensors

Die Kennlinien in Abb. 6.7 zeigen alle den erwarteten Verlauf. Der Bereich von 0 N bis 0,2 N muß als kritischer Bereich festgelegt werden, da in diesem Bereich die größten Abweichungen der Kennlinien zueinander vorliegen. In diesem Bereich erfolgt bei Wegnahme der äußeren Kraft eine Relaxation des Kautschuks. Bei diesem Abbau der inneren Spannungen kann sich der Siliconhohlzylinder durch Eigendynamik von der Oberfläche des Lichtwellenleiters lösen. Wird erneut eine äußere Kraft auf den Sensor appliziert, muß zunächst eine undefinierte Wegstrecke zurückgelegt werden, bis das Siliconhohlzylinderende wieder auf der Oberfläche des Lichtwellenleiters anliegt. Ab diesem Punkt kann eine reproduzierbare Messung erfolgen. Die Sensorfläche besitzt an dieser Stelle bereits einen Wert $<100\%$. Durch die sehr geringe Kraft von 0 bis 0,2 N wird der Nullzustand des Sensors hergestellt, d. h. der Hohlzylinder wird auf das plane Ende des Lichtwellenleiters gedrückt, wobei sich der Innenradius während diesem Vorgang im Vergleich zur späteren Belastung nur sehr schwach verändert.

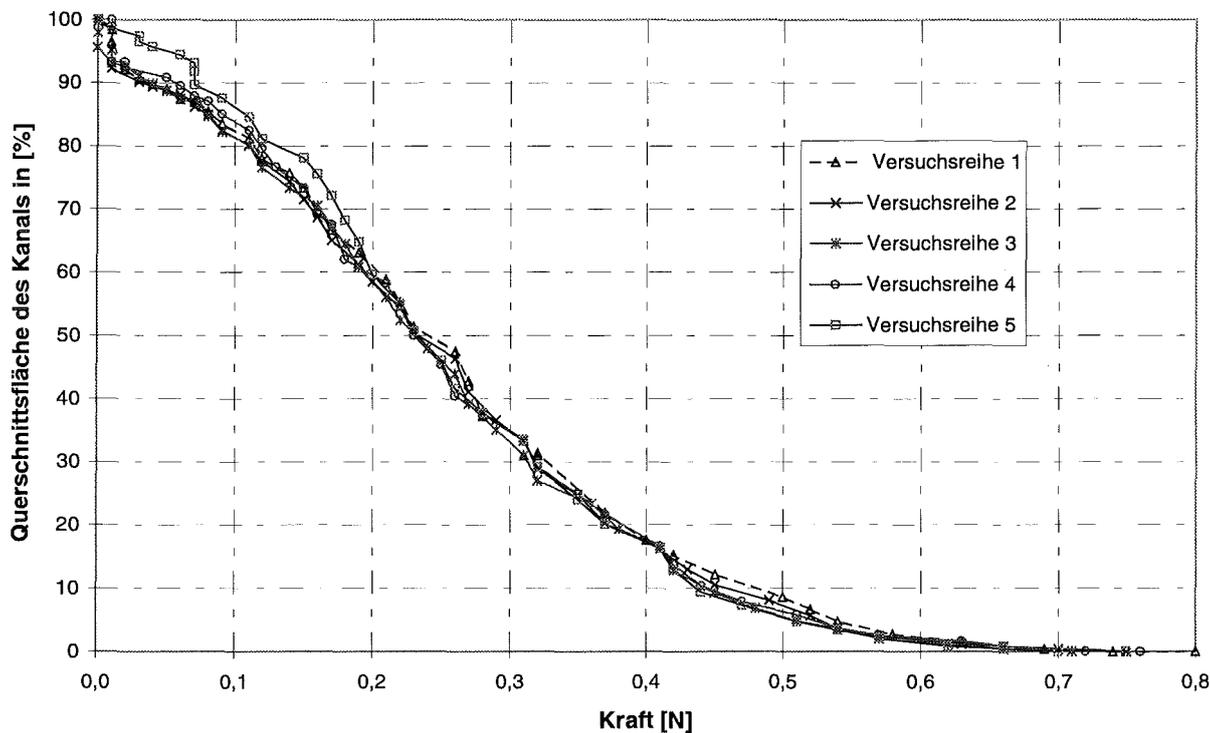


Abb. 6.7: Kennlinie des komplett eingespannten Einzelsensors

Unter Berücksichtigung dieses Fehlers kann ab 0,2 N von der tatsächlichen Messung der Flächenabnahme ausgegangen werden. Die Innenfläche des Hohlzylinders entspricht jedoch nicht mehr 100 %, sondern wird aufgrund der geringen Vorspannung etwas reduziert. Bei dem in

Kapitel 7.1.1 aufgezeigten Vergleich zwischen den gemessenen Sensorwerten und den gerechneten Werten muß dieser Offset berücksichtigt werden.

6.3. Meßergebnisse der Sensormatrix

Um zu überprüfen, ob die Berechnungen aus Kapitel 4.1.3 und 4.1.4 auf die Sensormatrix übertragbar sind, wurde der Sensor ganzflächig gemäß Versuchsaufbau aus Kapitel 5.2 belastet. Die durch die Elektronik gewandelten Meßwerte besitzen ein negatives Vorzeichen und sind ganzzahlige Integerwerte. Aufgrund der hohen Anzahl von Meßkurven soll an dieser Stelle aus Gründen der Übersichtlichkeit nur ein Teil der Kurven dargestellt werden.

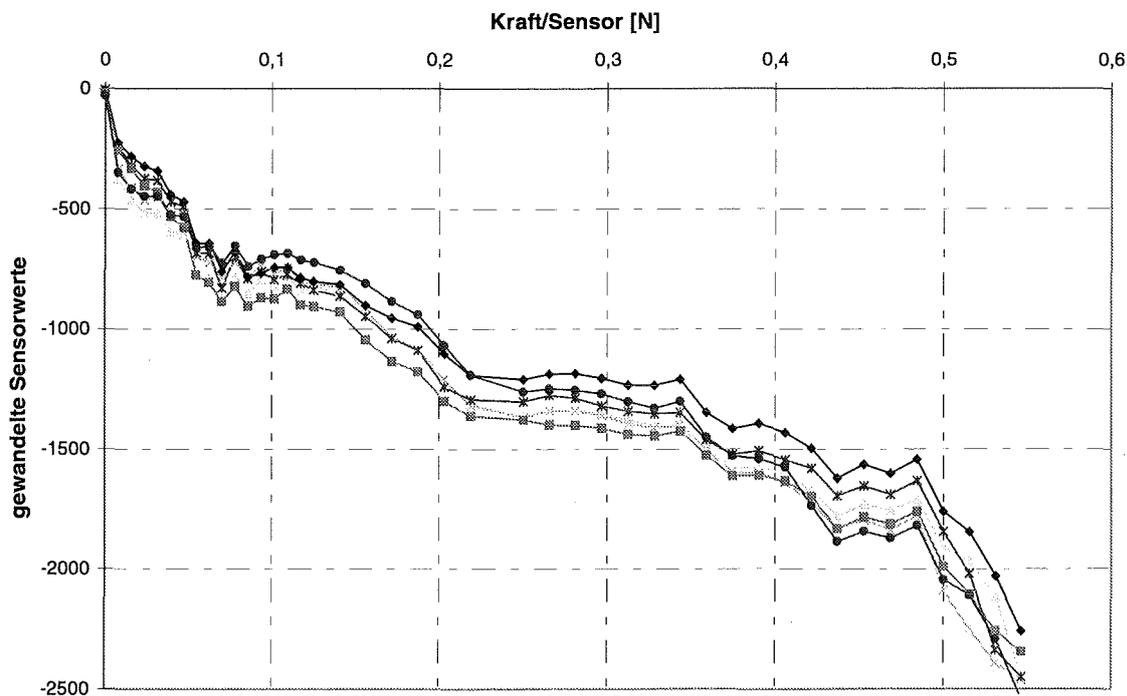


Abb. 6.8: Kennlinienverlauf einzelner Sensoren aus der Sensormatrix

Abb. 6.8 zeigt die Kennlinien einzelner Sensorelemente bei ganzflächiger Belastung des Sensors. Die einzelnen Sensorelemente liegen innerhalb eines Fehlers von $\pm 14\%$ des arithmetischen Mittelwertes. Innerhalb dieses Fehlers verlaufen die Kennlinien nahezu gleich. Die Knickpunkte im Kennlinienverlauf entstehen zum einen durch das mechanische Verhalten des teilweise eingespannten Zylinders und zum anderen durch die manuelle mechanische Verstellung des Rolltisches. Da eine gleichmäßige Verdrehung der Stellschraube nicht möglich war, wurden ungleichmäßige Zustellkräfte erzeugt. Eine Automatisierung des Ablaufes mit gleichmäßigem Vorschub war nicht möglich. Zudem wurde beim manuellen Einstellen der Kraft meist abrupt angehalten, was ebenfalls zu Knickstellen führte.

6.3.1. Kriechverhalten des Sensors bei Dauerbelastung

Das Verhalten des Sensors bei Dauerbelastung zeigt Abb. 6.9. Der Sensor wurde dabei mit drei unterschiedlichen Kräften (5 N, 10 N und 15 N) für eine Dauer von 300 Sekunden belastet. Den Kraftstufen können verschiedene digitale Sensorwerte zugeordnet werden. Die Zuordnung lautet: 5 N \rightarrow \approx -400, 10 N \rightarrow \approx -750 und 15 N \rightarrow \approx -1260. Während dieser Belastung wurden in 30 Sekundenintervallen die Sensorwerte aller 64 Elemente gespeichert. Anschließend wurde aus diesen Sensorwerten der arithmetische Mittelwert gebildet und in Abb. 6.9 dargestellt. Die Einstellung der Kraft erfolgte manuell und es wurde bei Veränderung des Sollwertes (auf der Anzeigeeinheit der Kraftmeßdose) manuell nachgestellt. Durch diesen unpräzisen Stellmechanismus entstanden zusätzlich Fehler.

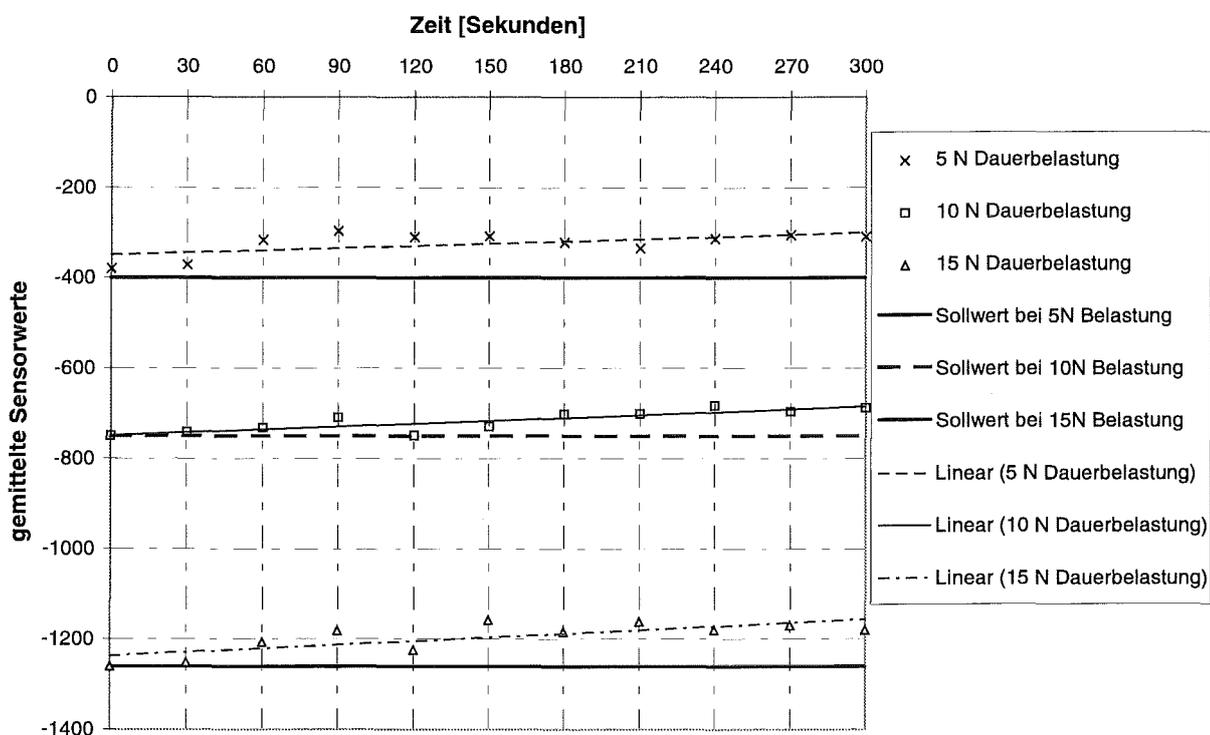


Abb. 6.9: Kriechverhalten des Sensors bei Dauerbelastung

Die eingefügten Trendlinien zeigen, daß der Startwert nicht gehalten wird, sondern daß die Sensorwerte dem Betrag nach kleiner werden. Die größte Abweichung vom Sollwert 5 N liegt bei 25,95 % des Ausgangswertes und wurde nach 90 Sekunden gemessen. Beim Sollwert von 10 N ist die Abweichung nur noch 8,86 % und wurde nach 240 Sekunden gemessen. Die Abweichung vom Sollwert 15 N liegt bei 8,07 % und wurde nach 150 Sekunden gemessen. Meßpunkte nach denen eine Zunahme der Sensorwerte zu erkennen ist, können der manuellen Nachstellung der Kraftmeßdose auf dem Rollentisch zugeschrieben werden, z.B. bei 5 N Belastung nach 90 Sekunden.

Allgemein ist die Abweichung vom Sollwert bei höheren Druckbelastungen geringer. Für die Darstellung der Druckverteilung durch die Aktoren können längere Standzeiten notwendig sein. Es kann durchaus sein, daß ein Stiftmuster über eine Zeit von 60 Sekunden dargestellt werden muß. Um dabei keinen großen Einfluß des Kriechverhaltens zu erhalten, werden die

darzustellenden Druckverteilungen nach 15 Sekunden zwischengespeichert und anschließend durch die Aktoren dargestellt.

6.3.2. Reproduzierbarkeit der Sensorsignale

Die Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Sensorsignale erfolgte auf zwei Arten. Zum einen wurden am Teststand manuell die Kraftstufen (5 N, 10 N und 15 N) zyklisch eingestellt. Zum anderen wurde ein Objekt zwischen den Maulteilen der Zange gegriffen. Die hohe Kraft von 15 N konnte durch die Zange nicht eingestellt werden. Die Greifkraftbegrenzung der Zange wurde bei den anderen Stufen jedoch ausgenutzt. In beiden Fällen können den eingestellten Belastungen (Kraftstufen) die Integerwerte aus Kapitel 6.3.1 zugeordnet werden (-400, -750 und -1260). Der Sensor wurde mit der jeweiligen Kraft für 10 Sekunden ganzflächig belastet und anschließend für 20 Sekunden entlastet. Dieser Zyklus wurde insgesamt für jede Kraftstufe 10 mal wiederholt. Es wurden die Sensormeßwerte aller 64 Sensorelementen gespeichert und daraus der arithmetische Mittelwert gebildet. Zusätzlich eingezeichnet sind die drei Sollwerte bei 5 N, 10 N und 15 N.

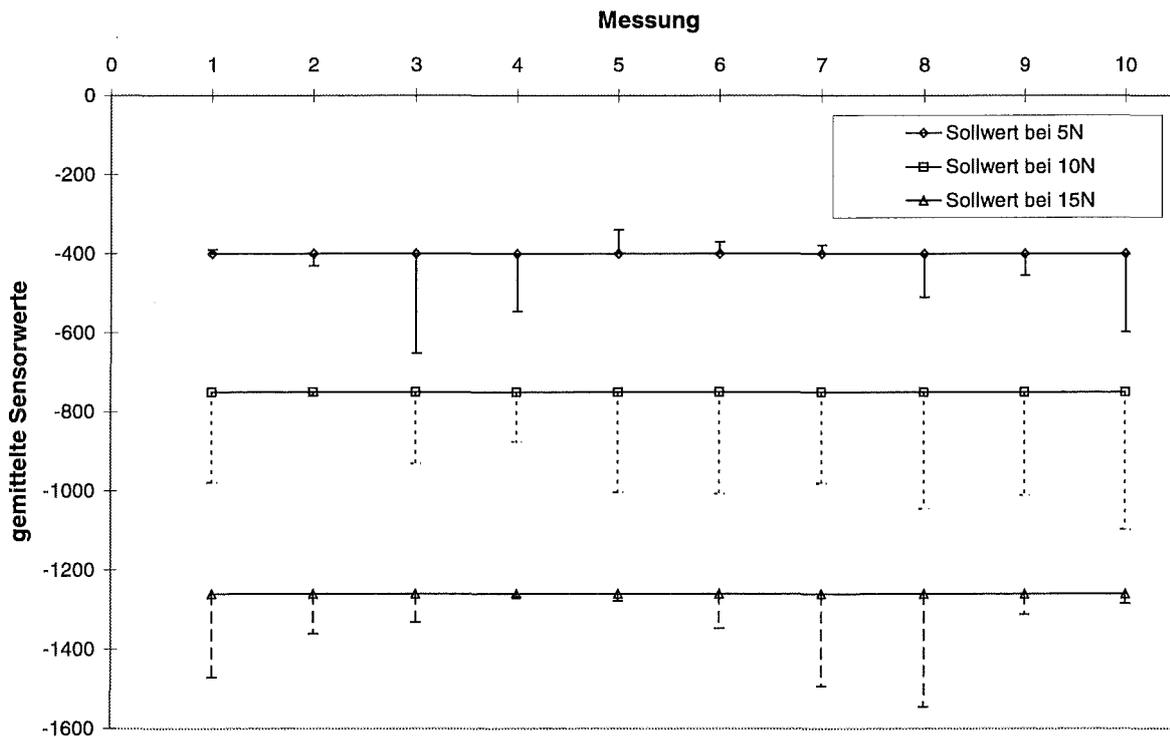


Abb. 6.10: Reproduzierbarkeit der Sensorsignale bei unterschiedlichen, manuell eingestellten, zyklischen Belastungen

Abb. 6.10 zeigt die gemessenen Abweichungen vom Sollwert. Bei einer zyklischen Belastung von 5 N treten positive wie auch negative Abweichungen vom Sollwert auf. Bei den Kräften 10 N und 15 N sind diese ausschließlich dem Betrag nach größer als der Sollwert. Die großen unidirektionalen Schwankungen bei hohen Kräften liegen daran, daß die gewünschte Kraft

manuell nur sehr schwer mehrere Male hintereinander einstellbar ist. Eine Reproduzierbarkeit der Sensorwerte ist versuchsbedingt mit dieser Meßmethode nicht gegeben.

In der Praxis erfolgt die Kraftbegrenzung mechanisch im Zangengriff. Nachfolgend wurde ein Objekt zwischen den Maulteilen der Faßzange 10 mal gegriffen. Die Greifkraftbegrenzung wurde dabei durch die Kraftmeßdose auf 5 N und 10 N eingestellt. 10 N ist dabei die maximal zwischen den Maulteilen erzeugbare Kraft. Die Kraft von 15 N kann mit der Zange nicht aufgebracht werden. Die 64 Sensorwerte wurden gespeichert und anschließend wurde der arithmetische Mittelwert gebildet.

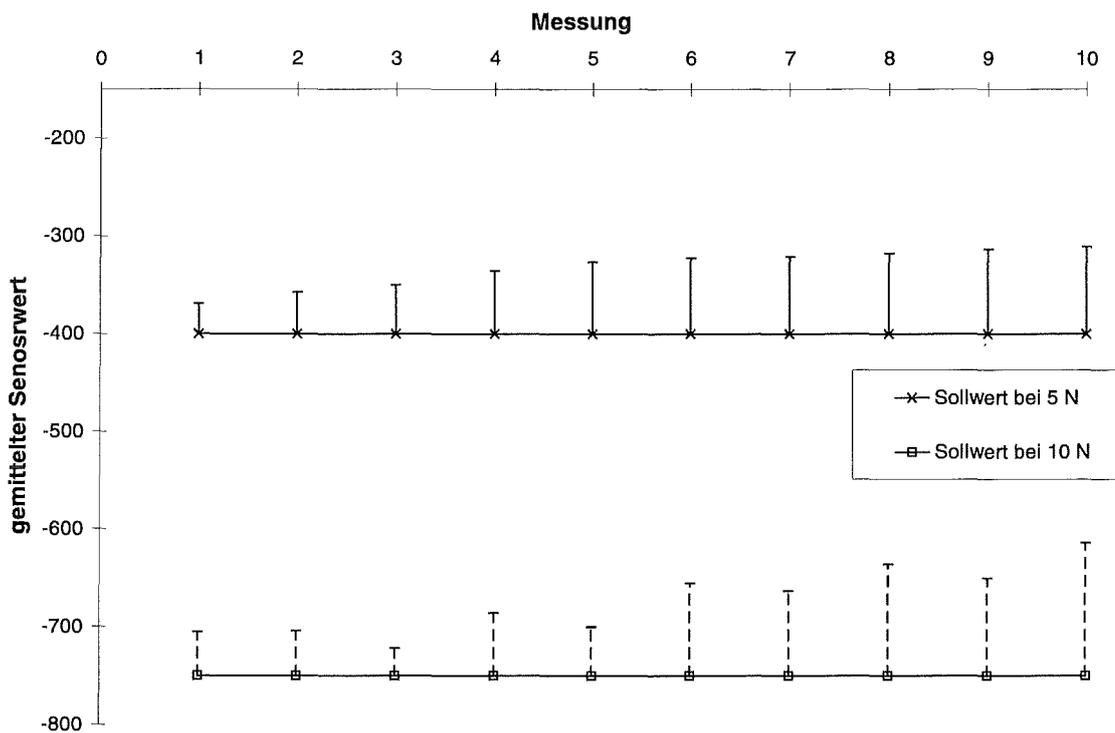


Abb. 6.11: Reproduzierbarkeit der Sensorsignale bei Betätigung der Sensorzange

Abb. 6.11 zeigt, daß bei beiden eingestellten Greifkraftbegrenzungen die Meßwerte bei jeder Betätigung des Zangengriffs abnehmen. Bei eingestellter Kraftbegrenzung von 5 N ist die größte Abnahme bzgl. des Startwertes. Sie liegt bei 22,5 %. Die Abnahme ist bei den ersten Betätigungen noch gering und pendelt sich bei ca. 20 % ein. Bei 10 N Kraftbegrenzung schwanken die Meßwerte zusätzlich innerhalb dieser Abnahme. Die größte Abnahme liegt bei 18,1 % des Startwertes. Die Meßwerte liegen alle unterhalb des geforderten Sollwertes. Durch Betätigen einer Stellschraube kann die Kraftbegrenzung abgeschaltet werden. Dann sind Greifkräfte bis zu 25 N möglich. Eine reproduzierbare Kraftentwicklung zwischen den Maulteilen ist dann jedoch nicht mehr möglich. Beobachtungen während den Tierversuchen zeigten, daß der Chirurg dann meist das Gewebe so stark zusammendrückt, bis es unmittelbar vor der Quetschung ist. Dies kann visuell beobachtet werden, indem das Gewebe eine weißliche Farbe annimmt. Zum Teil wurde auch Gewebe beschädigt.

6.4. Tierexperimentelle Ergebnisse

Die Ergebnisse der beiden durchgeführten Tierversuche sollen an dieser Stelle gemeinsam betrachtet werden. Die Darstellung der Ergebnisse beschränkt sich auf die Darstellung des Gitternetzes \odot der Druckverteilung aus Abb. 4.18. Die eingestellte Greifkraftbegrenzung im Zangenriff betrug 5 N.

Abb. 6.12 zeigt schematisch den absteigenden Gallengang (Ductus choledochus), der ca. 6 - 8 cm lang ist. Sein Durchmesser beträgt in der Regel ungefähr 3 - 5 mm. Er mündet zusammen mit dem Ausführungsgang der Bauchspeicheldrüse in den absteigenden Schenkel des Zwölffingerdarms.

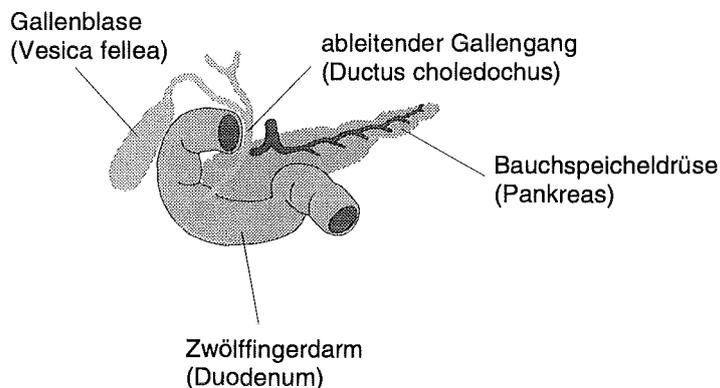


Abb. 6.12: Lage der Gallenblase im Oberbauch

Bei einer Gallenblasenentfernung muß, nachdem der Blasenkörper entfernt ist, geklärt werden, ob und inwieweit dieser Gallengang karzinogen ist und damit entfernt werden muß. Geht man von keinem karzinogenen Befall aus, so wird er in der Regel nicht vollständig resektiert, sondern nur abgeklippt und somit verschlossen. Ist jedoch mit einem karzinogenen Befall zu rechnen, so muß er frei präpariert werden und vollständig entfernt werden. Zur Klärung dieses Sachverhaltes wird normalerweise eine Röntgenanalyse durchgeführt. Mit dem in dieser Arbeit entwickelten Sensor sollen diese karzinogenen Verhärtungen erkannt werden können. In der offenen Chirurgie erfolgt dies durch Palpation mit den Fingern. In der MIC wurde der ableitende Gallengang zwischen den Zangenmaulteilen der taktilen Faßzange gefaßt und zusammengedrückt. Es wurde gemäß Abb. 4.1 vorgegangen.

In den nachfolgenden grafischen Darstellungen der Druckverteilungen wird folgende Interpretation zugrunde gelegt:

Beschreibt man die Druckverteilung mit den Begriffen „Berge“ und „Täler“, so bedeuten die Berge eine große Verformung, oder hartes Gewebe, also kein Lichtdurchgang, und die Täler eine geringe Verformung, oder weiches Gewebe, also Lichtdurchgang.

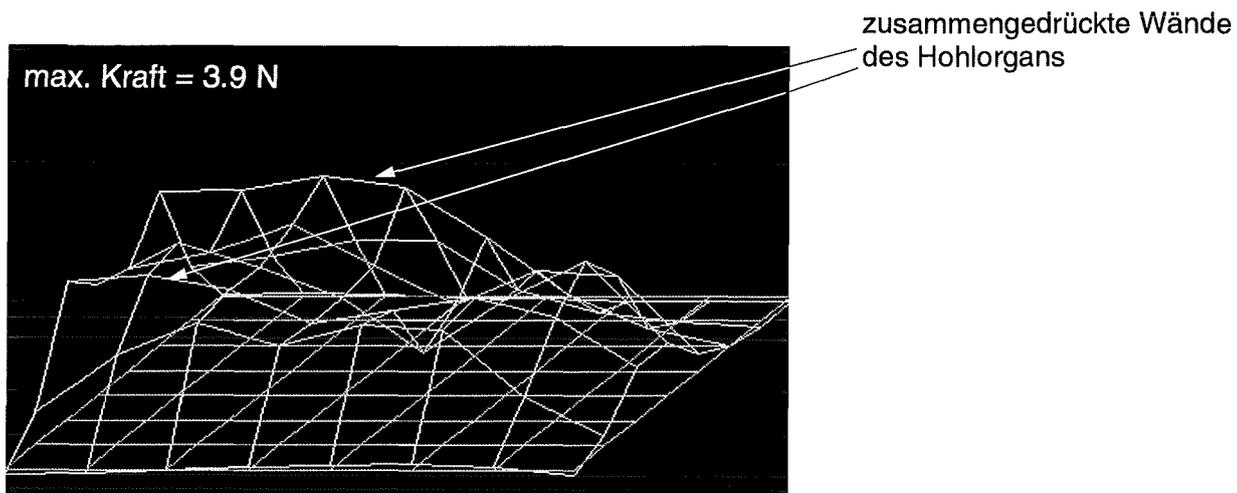


Abb. 6.13: Galle ableitender Gallengang (Ductus choledochus)

Abb. 6.13 zeigt einen Teil des ableitenden Gallengangs. Er liegt von links nach rechts auf der sensitiven Fläche der Zunge. Hohlorgane sind in diesem Fall mit Hohlzylindern zu vergleichen. Die Verdichtung der Wandstruktur kann beim Zusammendrücken erkannt werden. Dies zeigt sich an den Bergen vorne und hinten, der Hohlraum an dem dazwischenliegenden Tal. Der Abfall des Gebirges von links nach rechts deutet darauf hin, daß das Hohlorgan keinen gleichmäßigen Durchmesser besitzt. Dies konnte jedoch nicht überprüft werden. Der Gallengang liegt nach dieser Abbildung mittig, von links nach rechts auf der sensitiven Fläche. Er zeigt keinerlei Verhärtungen.

Das zweite zu untersuchende Organ ist der Lymphknoten im Beckenbereich. Der einzelne Lymphknoten stellt ein bohnenförmiges, 5 - 10 Millimeter langes Körperchen dar. Es wird von einer Bindegewebskapsel umschlossen. Dieses Gewebe gliedert sich in eine periphere Rindenzone und in eine zentrale Markzone. Ist der Lymphknoten angeschwollen oder verhärtet, läßt dies auf pathologische Prozesse (Entzündung, Krebsgeschwulst) in der zugeordneten Körperregion schließen.

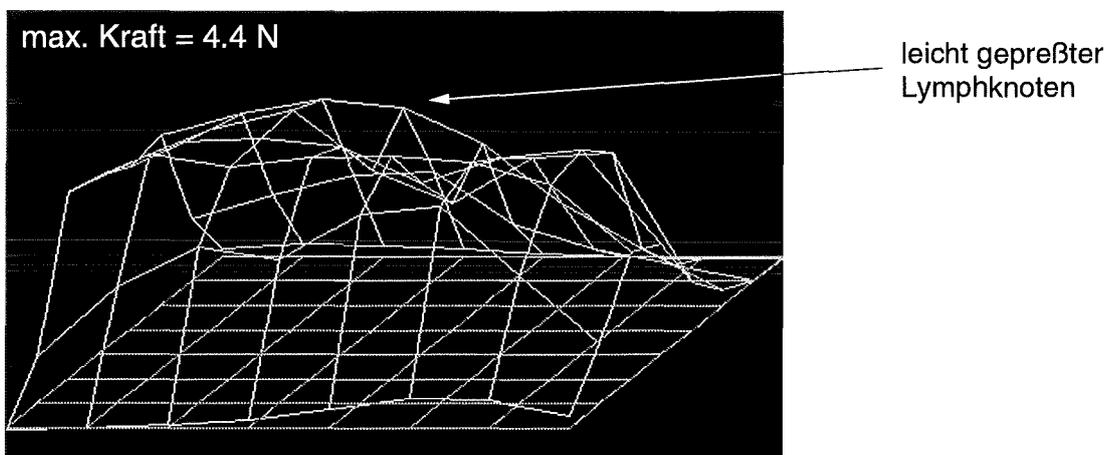


Abb. 6.14: Lymphknoten im Beckenbereich, mittige Lage von links nach rechts auf dem Maulteil

Abb. 6.14 zeigt die Lage des Lymphknotens auf der sensitiven Fläche. Der Verlauf erstreckt sich wiederum von links nach rechts. Es ist zu erkennen, daß es sich um ein Hohlorgan bzw. um ein Organ mit einem weicheren inneren Kern handelt. Die Randzonen erscheinen deshalb härter. Bei einer sensitiven Fläche von ca. $8 \times 8 \text{ mm}^2$ kann die Größe des Lymphknotens abgeschätzt werden und beträgt ca. 8 - 10 mm. Er ragt links über die Sensorfläche hinaus.

Zur besseren Veranschaulichung wurde der Lymphknoten aus Abb. 6.14 bei gleicher Greifkraft etwas außerhalb der Mitte der Sensorfläche gegriffen. Die zusammengepreßte Hohlstruktur bzw. Weichteilstruktur ist hierbei sehr deutlich, von links nach rechts abfallend, zu erkennen (Abb. 6.15).

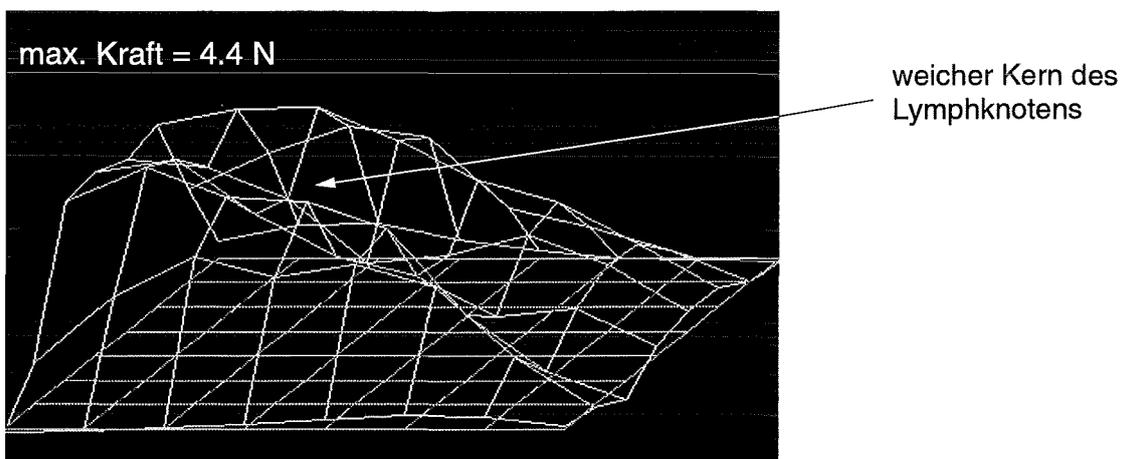


Abb. 6.15 Lymphknoten aus Abb. 6.14 außerhalb der Mitte gegriffen

Diese Abbildungen zeigen, daß die intakten und gesunden Organe keine Anomalitäten aufweisen. Gesunde Hohlorgane, wie z.B. der ableitende Gallengang sowie Lymphknoten, können, sobald sie eine Furche in ihrer Mitte ihrer Druckverteilung bilden, als gesund beurteilt werden.

Es galt nun zu untersuchen, ob sich diese Darstellung bei künstlich eingeführten Verhärtungen ändert. Hierzu wurden die in Kapitel 5.3 beschriebenen Verhärtungen im Ureter untersucht. Der Ureter in der Grundform entspricht in seinen Abmessungen (Durchmesser) in etwa dem ableitenden Gallengang. Da er am offenen Abdomen besonders gut zugänglich ist, war er für die nachfolgenden Untersuchungen geeignet.

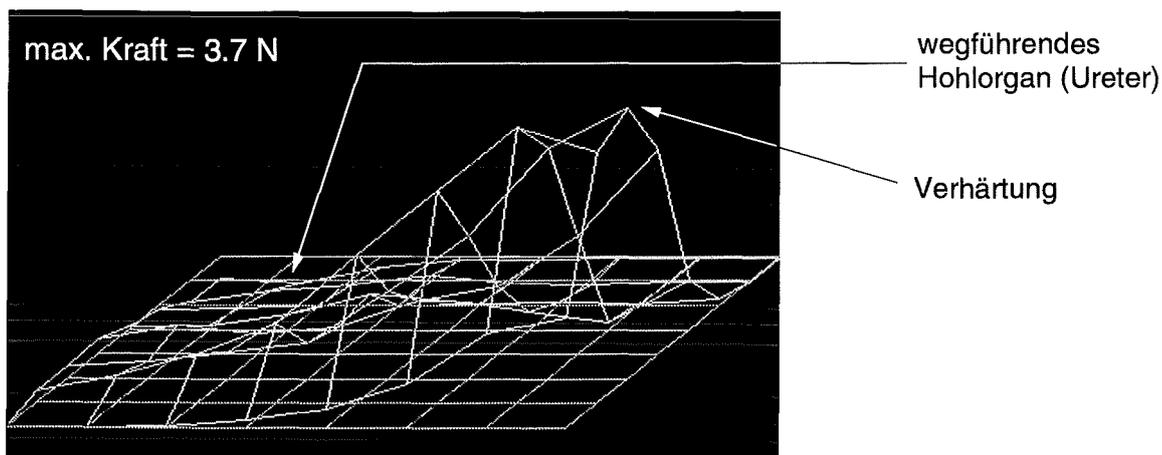


Abb. 6.16: Stein im Ureter in Linkslage auf der Sensorfläche

In Abb. 6.16 kann neben der Lage der Verhärtung auf der Sensorfläche zusätzlich noch die Größe des Steins abgeschätzt werden. Sie beträgt ca. 3 mm. Der wegführende Abschnitt des Ureters ist zudem als schlauchartiges Gebilde zu erkennen (von links nach rechts verlaufend). Die an der Spitze der Verhärtung zu sehende Eindellung hat nichts mit einem gepreßten Hohlorgan zu tun, sondern wird durch die Form des Steins verursacht.

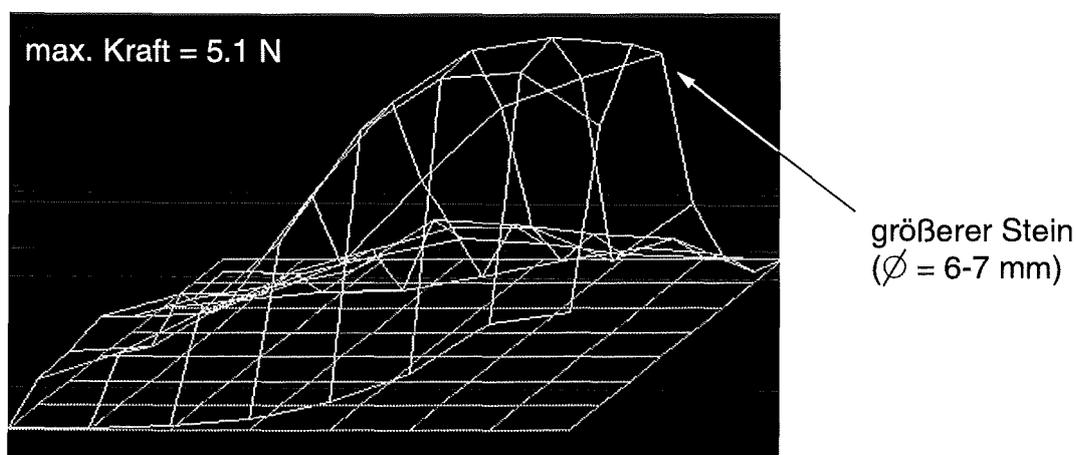


Abb. 6.17: Größerer Stein im Ureter in Linkslage auf der Sensorfläche

In Abb. 6.17 ist ein größerer Stein im Ureter mit der Zange gegriffen. Der Verlauf des Ureters als Hohlorgan ist von links nach rechts. Die Größe des Steins beträgt ca. 6 - 7 mm und seine Lage auf der Sensorfläche ist außerhalb der Mitte. Hier läßt die Abbildung keine Zweifel daran, daß es sich um eine Verhärtung handelt. Durch die über den Sensorelementen liegende Leuchtfolie mit ihrer erzeugten Dämpfung bei Punktlasten ist eine Erkennung der Form des Steins jedoch nicht ohne weiteres möglich. Es entstehen immer kugelige Abbildungen.

Dies läßt sich auch in Abb. 6.18 erkennen. Hier hat jedoch die Verhärtung tatsächlich eine Kugelform, denn es wurde eine Kautschukugel im Ureter durch die Zange gegriffen.

Folgerichtig ist nun die Kugelform zu erkennen. Der Ureter ist so schwach gegriffen worden, daß die wegführenden Teile des Ureters nicht mehr dargestellt werden.

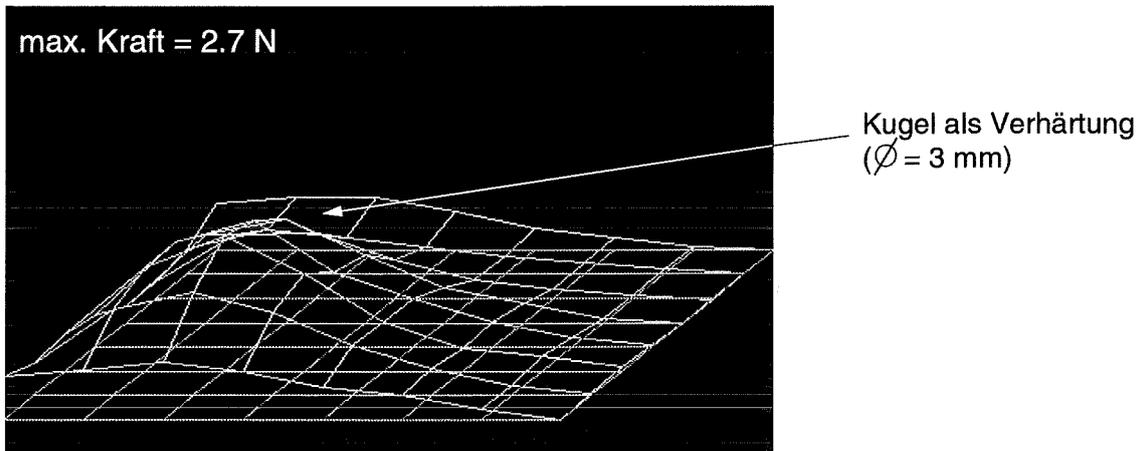


Abb. 6.18: Mittlere Kautschukkugel im Harnleiter in Rechtslage auf der Sensorfläche

Am oberen Ende der Sensorfläche sind zudem Artefakte zu erkennen. Diese rühren wahrscheinlich daher, daß Fremdlicht auf die CCD-Fläche eingestreuert wurde. Eine mögliche Ursache dafür kann ein kleiner Spalt im Gehäuse, in dem der CCD sitzt, sein.

Abb. 6.19 zeigt eine etwas größere Kautschukkugel als Verhärtung im Ureter. Es liegt eine mittige Belastung der Sensorfläche vor und die Größe der Kugel beträgt ca. 6 - 7 mm. Der wegführende Teil des Ureters kann jedoch aufgrund der Größe der Kugel nicht erkannt werden. Bei der Form der Erhebung ist eindeutig zu erkennen, daß es kein Hohlorgan ist, sondern daß es sich um eine Verhärtung handeln muß.

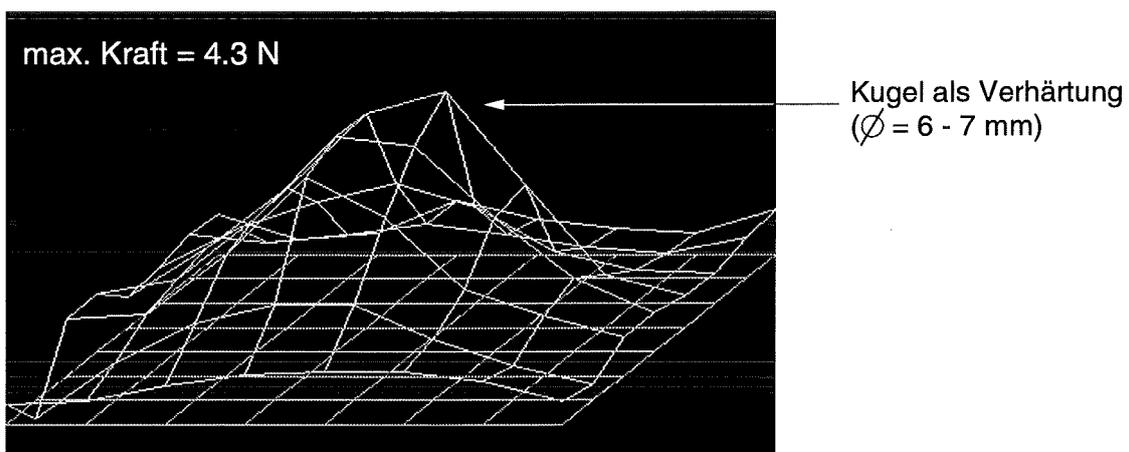


Abb. 6.19: Größere Kautschukkugel im Ureter in mittiger Lage auf der Sensorfläche

Die Höhe des jeweiligen Druckgebirges gibt somit den Widerstand bzw. die Härte des gegriffenen Kautschuks oder Steins wieder. Je höher das Gebirge, desto härter das Gewebe und

desto weniger Licht gelangt zum CCD. Abweichungen können dem noch zu verbessernden Zangengriff zugeordnet werden, so daß eine Aussage über die absoluten Druckkräfte nur mit Vorbehalt getroffen werden kann. Die Abweichungen der Greifkraftbegrenzung vom Sollwert (Abb. 6.11) wurden nicht berücksichtigt. Im großen und ganzen stimmen die Abbildungen mit den hier nicht aufgezeigten zusätzlichen Kraftangaben der grafischen Darstellung in HP VEE überein.

Die Ergebnisse zeigen, daß es mit diesem Sensorsystem möglich ist, Verhärtungen bis zu einer Größe von ca. 8 mm grafisch sichtbar zu machen. Die Größe der sensitiven Fläche des Sensors ist dabei ausreichend, um Hohlgänge, wie Ureter oder ableitender Gallengang, zu untersuchen. Liegen keine Verhärtungen in den Organen vor, so ist dies durch eine Art Tal in der grafischen Darstellung zu erkennen. Auch der Lymphknoten mit seinem weichen Inneren bildet ein solches Tal. Durch die eingesetzte Leuchtfolie erfolgt bei Punktlasten eine Dämpfung, die dazu führt, daß die Form einer Verhärtung immer eine Kugelform hat.

Diese Sensorsignale gilt es nun in entsprechende Stellwege umzuwandeln. Die Druckgebirge können durch die 8 x 8 Aktoren im Verbund nachgebildet werden. Jeder Druckpunkt wird in einen Stellweg gewandelt und es entsteht ein Druckgebirge aus Stiften. Die gemessene Druckverteilung zwischen den Maulteilen der Faßzange wird damit durch das Aktorarray fühlbar gemacht.

6.5. Ergebnisse der Aktoren

Die Ergebnisse bezüglich der Aktoren lassen sich in vier Teilgebiete aufgliedern.

- Ergebnisse aus den Tastversuchen zur Ermittlung der Anforderungen an linear positionierbare Aktoren.
- Ergebnisse des SIM-Trainings zum Einstellen des Zweiwegeeffektes.
- Kennlinien der Einzelaktoren.
- Kennlinien der Aktoren im Verbund.

Die im ersten Punkt dargestellten Ergebnisse des Taststandes werden in diesem Kapitel ebenfalls diskutiert. Dies ist bereits an dieser Stelle notwendig, da aus den Vorversuchen ein Anforderungsprofil an die linear positionierbaren Aktoren entsteht. Dieses Anforderungsprofil ist für die Dimensionierung der Aktoren sowie deren Verhalten im Verbund entscheidend und muß erfüllt werden.

Die Kennlinien der Aktoren werden aufgrund der großen Anzahl (64 Einzelaktoren) an einem Aktor dargestellt. Alle Aktoren lassen sich innerhalb des geforderten Stellweges von 3 mm positionieren. Das bedeutet, daß auch alle Aktoren weitgehend dieselben Kennlinienverläufe aufzeigen. Ist eine übersichtliche Darstellung der Kennlinien für mehrere Aktoren möglich, so sollen diese Kennlinien auch abgebildet werden. Ansonsten wird stellvertretend für alle Aktoren eine Kennlinie herausgegriffen und abgebildet.

6.5.1. Ergebnisse der Tastversuche zur Ermittlung der Anforderungen an die Aktoren

Die Ergebnisse der Tastversuche werden am Beispiel der Testart 1 dargestellt. Testart 1 wurde von sehenden und blinden Testpersonen gleichermaßen durchgeführt. Es wurden die Objekte aus Abb. 5.6 der Reihe nach unter die Stiftmatrix gelegt. Gemessen wurde die Zeit, bis der Proband das jeweilige Objekt erkannt hat. Nach einer Zeit > 130 Sekunden wurde das Objekt als nicht erkannt gewertet. Eine falsche Beschreibung des Objekts wurde ebenfalls als nicht erkannt gewertet.

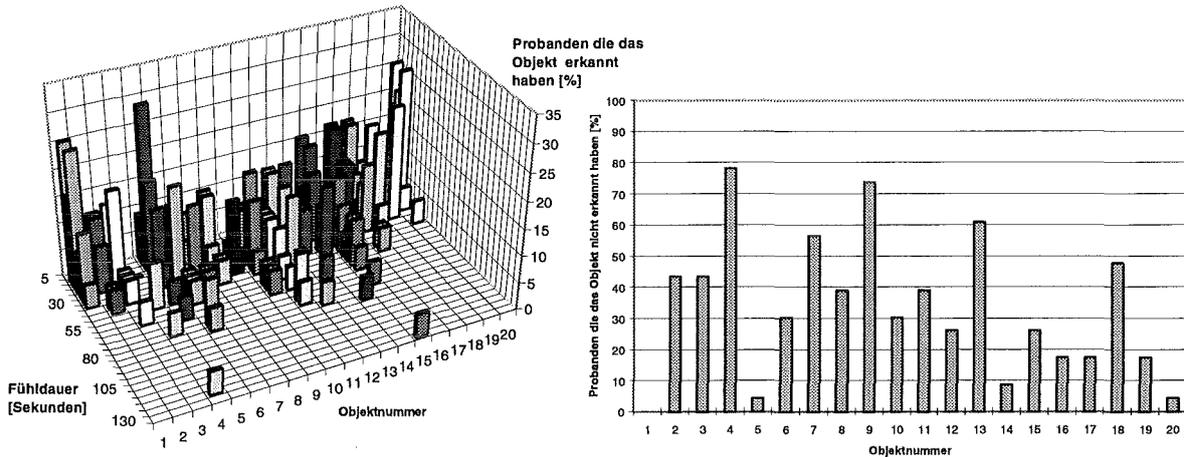


Abb. 6.20: Ergebnisse aus den Tastversuchen - Testart 1 - sehende Probanden

Die Ergebnisse zeigen, daß wenn ein Objekt erkannt wird, dies zwischen 35 und 80 Sekunden erfolgt. Nach dieser Zeit wird das Objekt in der Regel nicht mehr erkannt. Die größten Fehlinterpretationen erhielten die Objekte Nr. 4, 9 und 13. Sie sind in Abb. 6.21 dargestellt.

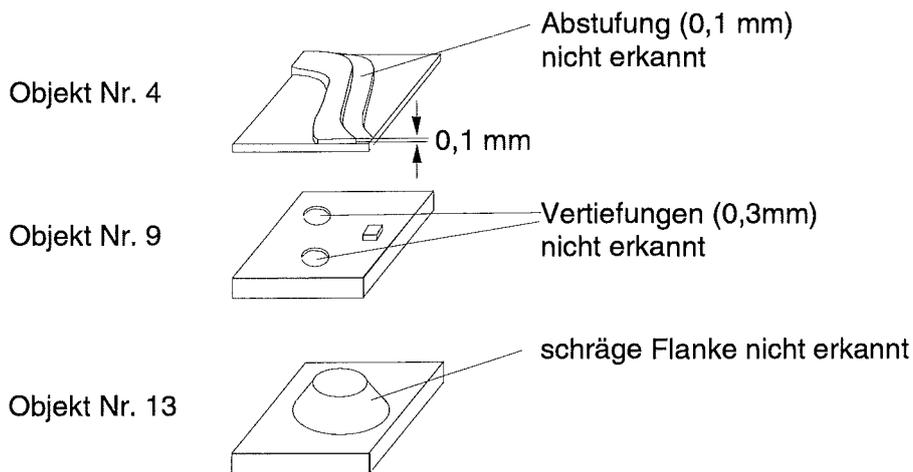


Abb. 6.21: Die am häufigsten nicht erkannten Objekte der Testart 1 - sehende Probanden -

Beim ersten Objekt wurde die Abstufung von 0,1 mm nicht erkannt. Das Objekt wurde als eine umgedrehtes „S“ beschrieben, ohne jegliche Abnormität. Das zweite Objekt zeigte, daß bei Kombinationen aus Vertiefungen und Erhöhungen, die Vertiefungen meist nicht erkannt werden.

Die Vertiefung ist in ihrer Ausdehnung wesentlich kleiner als die Fingerkuppe ($\varnothing 4,8$ mm), so daß es unmöglich ist mit der Fingerspitze in diese Vertiefung einzudringen. Dies erschwert ein Erkennen mit den Fingern. Das liegt vor allem daran, daß beim Erkunden der Stiftoberfläche die Finger nur mit leichtem Anpreßdruck über die Oberfläche gleiten (Erhöhungen werden auch durch sehr kleinen Anpreßdruck sofort erkannt). Um nun kleine Vertiefungen erkennen zu können, muß der Anpreßdruck jedoch erhöht werden, damit ein Teil der Fingerkuppe in die Vertiefung gepreßt wird und die Sensoren der Finger eine Vertiefung empfinden. Dieses Vorgehen widerspricht dem natürlichen Verhalten beim Tastvorgang. Dies ist auch dann zu beobachten, wenn vor Beginn der jeweiligen Testreihe nochmals ausdrücklich auf die Möglichkeit der Kombination aus Erhöhungen und Vertiefungen hingewiesen wird. Größere Vertiefungen, die vom Finger im Inneren abgetastet werden können (Nr. 3 und 19 in Abb. 5.6), werden hingegen fast immer richtig interpretiert. Abstufungen von 0,1 mm können sehende Probanden nicht mehr auflösen.

Beim dritten Objekt konnte die schräge Flanke nicht erkannt werden. Die seitliche Flanke wurde statt dessen als senkrechte Erhöhung interpretiert. Dies liegt an der zu steilen Steigung der Flanke. Schräge Flanken müssen innerhalb einem Grenzbereich liegen. Eine Höhendifferenz zwischen zwei Stiften darf 1,5 mm nicht überschreiten. Dies ergibt den oberen Grenzwinkel von $\alpha = \arctan(1,5/2,5) = 30,96^\circ$. Den unteren Grenzwinkel erhält man aus $\alpha = \arctan(0,5/2,5) = 11,3^\circ$. Der Grenzbereich der Steigung liegt dann, bei 2,5 mm Mittenabstand der Stifte, bei: $11,3^\circ < \alpha < 31^\circ$.

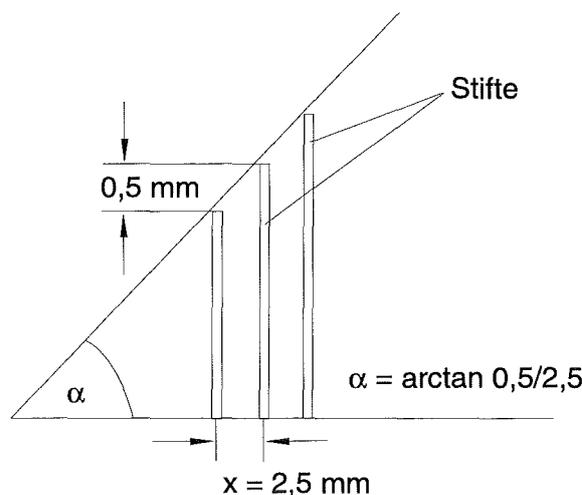


Abb. 6.22: Bestimmung des Grenzwinkels, ab welchem schräge Flanken erkannt werden können

Abb. 6.23 zeigt die Ergebnisse der Testart 1, durchgeführt an blinden Probanden. Die Zeit, die bis zum Erkennen benötigt wird, liegt zwischen 35 und 60 Sekunden. Sie ist im Vergleich zu den Zeiten der sehenden Probanden etwas kürzer, jedoch müssen sich auch die blinden Testpersonen an die dreidimensionale Darstellung durch die Stifte gewöhnen. Bei den Testarten 2+3 konnten Blinde die Objekte sehr viel schneller erkennen.

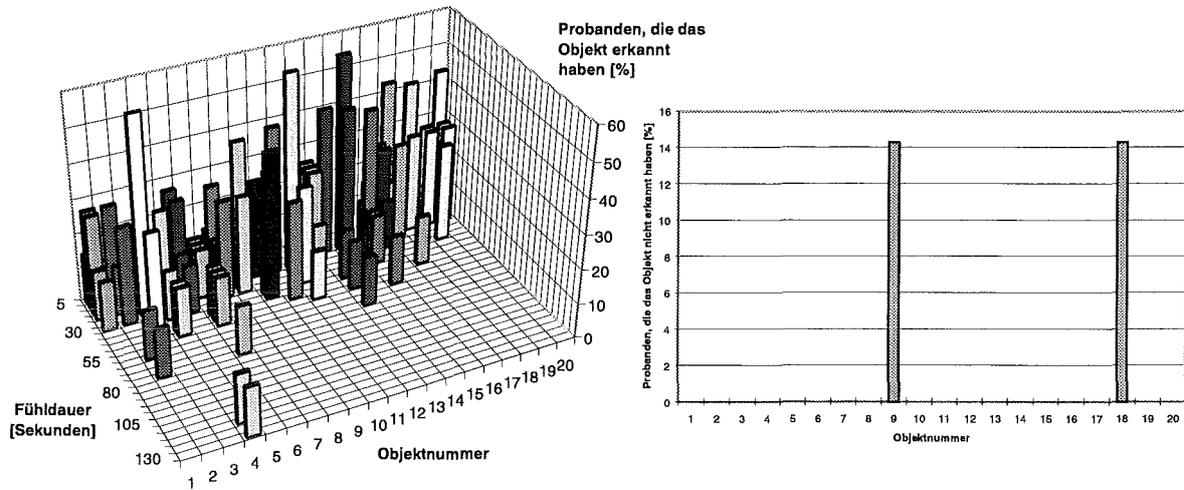


Abb. 6.23: Ergebnisse Testart 1 - blinde Probanden -

Ausgenommen den Objekten Nr. 9 und 18 wurden alle Objekte erkannt. Bei Objekt Nr. 9 handelt es sich um das mittlere Objekt aus Abb. 6.21. Auch blinden Probanden zeigten Probleme beim Erkennen von Vertiefungen in Kombination mit Erhöhungen. Objekt Nr. 18 besitzt eine einzelne Vertiefung mit 4,8 mm Durchmesser und einer Tiefe von 0,7 mm. Warum dieses Objekt nicht erkannt wurde ist nur damit zu erklären, daß diese Probandin während dem Tasten über kalte Finger klagte. Bei näherem Nachfragen sagte sie, daß dies immer so bei ihr sei und daß sie deshalb öfters beim Lesen eine Pause machen muß. Da in unserer Versuchsreihe jedoch keine Pause vorgesehen war und dieses Objekt Nr. 18 eines der letzten dargebotenen Objekte war, könnte dies eine Erklärung dafür sein. Zusätzlich wurde beobachtet, daß blind geborene Probanden bessere Ergebnisse erzielten als Probanden die erst im Laufe ihres Lebens erblindeten. Die Sensitivität der Finger liegt jedoch in beiden Fällen deutlich über der von sehenden Probanden.

Die ausführlichen Interpretationen der Ergebnisse sind in [Fischer96] zu finden und sollen hier nicht näher beschrieben werden.

Für die Dimensionierung der Aktoren ergeben sich folgende Forderungen:

- Notwendige maximale Auslenkung der Stifte: 3 mm.
- Abstufung der Setzhöhen in 0,5 mm Stufen.
- Die Genauigkeit der Stellwege muß $\pm 0,1$ mm betragen.
- Die Höhendifferenz zwischen zwei Stiften, die gerade noch erkannt werden kann, beträgt $0,3 \text{ mm}^2$.
- Die Höhendifferenzen, die sicher erkannt werden kann beträgt 0,5 mm.
- Schräge Flanken müssen einen Winkel $11,3^\circ < \alpha < 31^\circ$ aufweisen.
- Der Aktor muß einer Gegenkraft von bis zu 3 N standhalten können. Diese wird durch die abtastenden Finger erzeugt.

² Hierbei beträgt der Mittenabstand der Stifte 2,5 mm.

- Eine exakte Positionierung der Stifte ist nicht zwingend erforderlich. Es muß jedoch darauf geachtet werden, daß die Differenzen der Auslenkungen zwischen den Stiften mit den geforderten Toleranzen ($\pm 0,1$ mm) eingehalten werden.
- Sind Erhebungen mit Vertiefungen kombiniert, so werden die Vertiefungen in der Regel nur sehr schwer erkannt.

Es konnte weder von den sehenden Testpersonen noch von den blinden Testpersonen eine Aussage über die absolute Höhe eines Stiftes gemacht werden. Soll die Differenz zweier Stifte beispielsweise 0,6 mm betragen, so ist es gleichgültig ob diese Differenz durch zwei Stifte mit der Auslenkung 1,0 mm und 1,6 mm dargestellt wird oder z. B. 1,4 mm und 2,0 mm. Der Finger kann nur die Differenz erkennen.

6.6. Ergebnisse des SIM-Trainings

Die letzte Spalte der Tabelle 6.1 zeigt, daß es nicht möglich war, mit der angewendeten Trainingsmethode reproduzierbare Ergebnisse zu erreichen. Aufgrund dieser fehlenden Reproduzierbarkeit kann auch keine Aussage über den Einfluß eines veränderten Gewichts getroffen werden. Die Vermutung, daß eine größere Last auch einen größeren ZWE nach sich zieht, konnte nicht verifiziert werden.

Draht- Ø [mm]	Kern- Ø [mm]	akt. Wind./ Steigung	Block- länge [mm]	Länge vor Training [mm]	Temp. [°C]	Dauer- [min]/ Anzahl der Zyklen	Kühlung: Art/ Dauer [min]	Last [g]/ res. ZWE [mm]
0,3	1,0	13 / 1,6	5,2	16,1	500	2 / 30	H ₂ O / Abschr.	180 / 2,3
0,3	1,0	13 / 1,6	5,2	16,1	500	2 / 30	H ₂ O / Abschr.	180 / 0,8
0,3	1,0	13 / 1,6	5,2	16,1	500	2 / 30	H ₂ O / Abschr.	180 / 1,1
0,3	1,0	13 / 1,6	5,2	16,1	500	2 / 30	H ₂ O / Abschr.	120 / 2,7
0,3	1,0	13 / 1,6	5,2	16,1	500	2 / 30	H ₂ O / Abschr.	120 / 1,5
0,3	1,0	13 / 1,6	5,2	16,1	500	2 / 30	H ₂ O / Abschr.	120 / 1,0

Tabelle 6.1: Ergebnisse der Versuche zum Einprägen des ZWE [Drumm95]

Weitere Trainingsmethoden zum Einstellen des ZWE wurden nicht untersucht, da bei den durchgeführten Versuchen klar wurde, daß verwertbare und reproduzierbare Ergebnisse nur sehr aufwendig herzustellen sind. Ein weiterer meist nicht erwähnter Nachteil des ZWE ist die sehr geringe Kraftentfaltung während der Rückumwandlung in der Abkühlphase. FGLs haben ihre Kraftentfaltung aufgrund des hohen Schubmoduls des Austenits ($G_A \approx 16000 \text{ N/mm}^2$) und dessen Bildung bei Erwärmung. Bei der Abkühlung wirkt das weitaus niedrigere Schubmodul des Martensits ($G_M \approx 5000 \text{ N/mm}^2$) und es entsteht eine geringere Rückstellkraft. Das bedeutet, daß selbst beim Zweiwegeeffekt eine zusätzliche externe Rückstellkraft zur Sicherheit der Funktionalität des Aktors erforderlich ist. Die Forderung bezüglich der maximalen Auslenkung von 3 mm konnte damit nicht eingehalten werden. Aus diesem Grunde wurden Aktoren, die nach dem Zweiwegverhalten arbeiten, eingesetzt. Hierbei ist die FGL-Feder nach dem Einwegeffekt konditioniert und eine externe Feder sorgt für die Rückstellung des Aktors in seine Nulllage. Das Verhalten dieser Aktoren wurde ausführlich untersucht und die Ergebnisse folgen in Kapitel 6.7.

6.7. Kennlinien der Aktoren

Die Kennlinien der Aktoren werden beispielhaft an einem Aktor dargestellt. Sie zeigen immer in irgendeiner Form die Ausdehnung bzw. Formänderung der FGL in Abhängigkeit der Temperaturänderung. Im Rahmen dieser Arbeit ist nur die Aufheizkennlinie der Aktoren von Interesse und deshalb werden die Kennlinienverläufe der Aktoren während der Abkühlphase nur aufgezeigt, wenn sie unbedingt erforderlich sind.

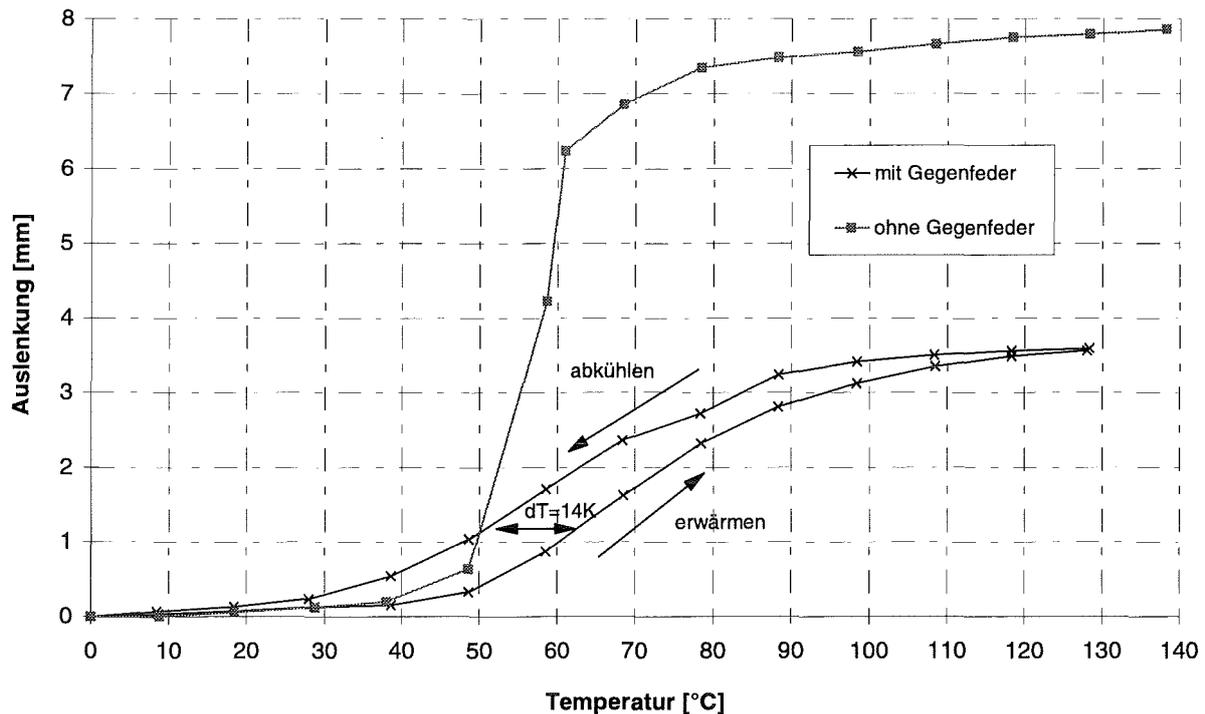


Abb. 6.24: Temperaturkennlinie des Aktors mit und ohne Gegenfeder

Die gemessene Kennlinie des Aktors ohne Gegenfeder (Abb. 6.24) zeigt eine geringe Abweichung der spezifischen Temperaturen gegenüber den Angaben des Herstellers ($A_s \approx 45^\circ\text{C}$, $A_f \approx 57^\circ\text{C}$). Die gemessenen Werte lauten: $A_s = 47^\circ\text{C}$, $A_f = 64^\circ\text{C}$. Die gemessenen Werte des Aktors mit Gegenfeder lauten: $A_s \approx 47^\circ\text{C}$, $A_f \approx 96^\circ\text{C}$, $M_s \approx 95^\circ\text{C}$, $M_f \approx 33^\circ\text{C}$. Die Hysterese läßt sich mit 14 K angeben. Die Abweichung der Temperaturwerte ohne Gegenfeder mit den Angaben des Herstellers kann durch die Reibung zwischen FGL-Feder und Führungsstift erklärt werden. Diese Reibung erzeugt eine geringfügig erhöhte Spannung im Material (spannungsinduzierten Martensit) und ist damit für den Temperaturanstieg verantwortlich.

Zusätzlich zeigt die Kennlinie des Aktors ohne Gegenfeder, daß auch beim Aktor mit Gegenfeder keine Vorspannung in der Nulllage des Aktors durch die Gegenfeder ausgeübt ($A_{s(\text{mit Gegenfeder})} = A_{s(\text{ohne Gegenfeder})}$) wird. Die Differenz der Austenit-Finish-Temperaturen $\Delta A_f = 32^\circ\text{C}$ entspricht einer maximalen Schubspannung von 320 N/mm^2 [Besslink96]. Die Dimensionierung in Kapitel 4.2.2 ($\tau_{\text{max}} = 310\text{ N/mm}^2$) wurde durch die Messung bestätigt.

Abb. 6.25 zeigt die Auslenkung des Aktors in Abhängigkeit der zugeführten elektrischen Leistung ohne Kühlung und mit den einzelnen zugeschalteten Kühlungen. Die Auslenkung von mehr als 3 mm zeigt, daß die in der Dimensionierung berechneten Stellwege der Aktoren erreicht werden und in diesem Fall keine zusätzliche Korrektur vorgenommen werden muß.

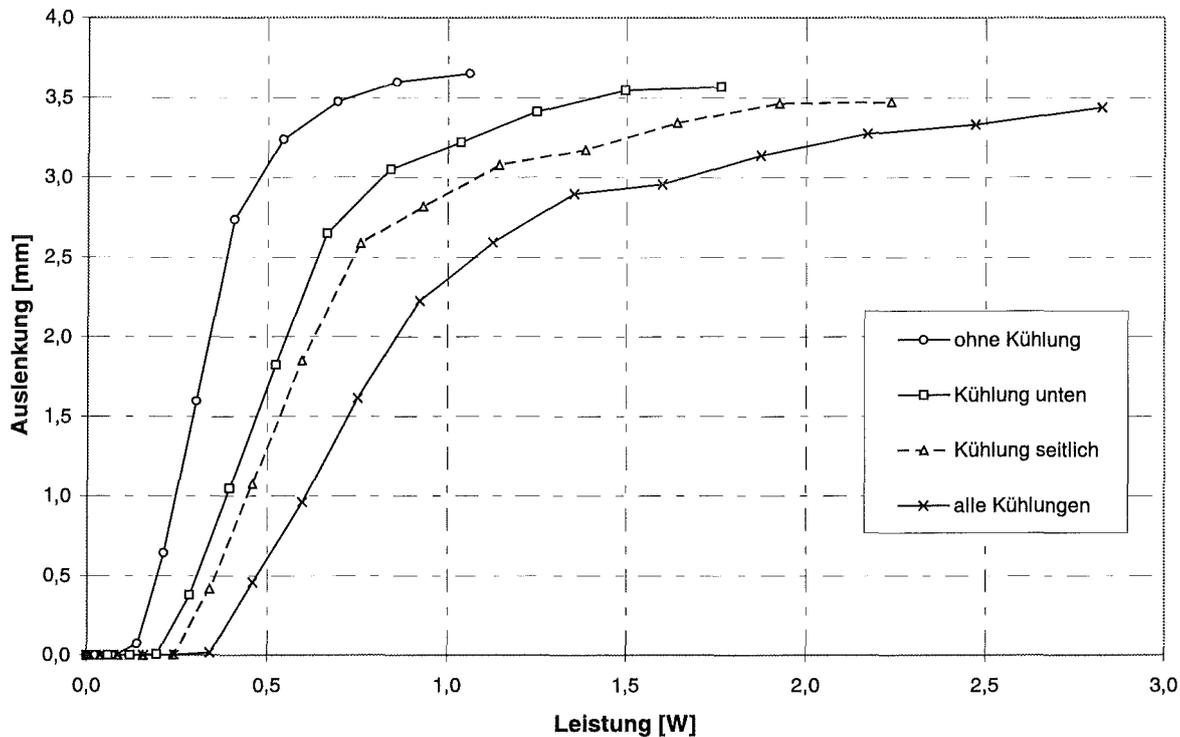


Abb. 6.25: Auslenkungs-Leistungs-Kennlinie eines Aktors ohne und mit unterschiedlichen Kühlungen

Eine weitere Kennlinie, die für eine spätere Steuerung der Aktoren von Interesse ist, ist die Änderung des Widerstands der NiTiCu-Legierung in Abhängigkeit der zugeführten elektrischen Leistung ohne zusätzliche Kühlung.

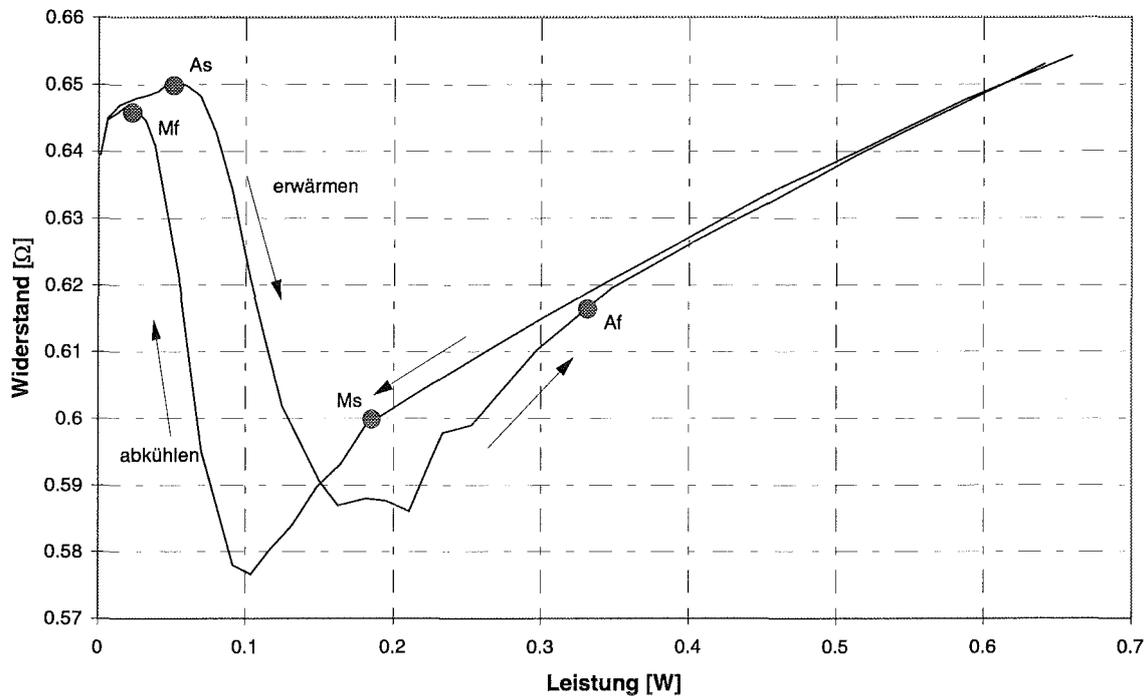


Abb. 6.26: Widerstands einer FGL-Feder in Abhängigkeit der zugeführten elektrischen Leistung

Bis zu Leistungen von 0,2 W erfolgt beim Aufheizen nach geringer Widerstandserhöhung und Durchlaufen eines Maximums eine lineare Widerstandsabnahme von ca. 10 % (Abb. 6.26). Bei weiterer Erwärmung nimmt der Widerstand dann wieder nahezu linear mit der eingebrachten Leistung zu. Beim Abkühlen fällt der Widerstand bis ebenfalls ca. 0,2 W linear ab. Bei weiterer Abkühlung beginnt die Phasenumwandlung, der Widerstand nimmt bis zur Leistung von etwa 0,1 W um 4,2 % ab und durchläuft dort ein Minimum. Bei weiterer Abkühlung steigt der Widerstand linear um ca. 11,5 % an und durchläuft ein Maximum. Anschließend ist die Rückumwandlung nahezu abgeschlossen und der Ausgangswiderstand des Drahtes von ca. 0,64 Ω ist erreicht. Der Bereich starker Widerstandsänderung korreliert mit der Phasenumwandlung im Material. Deutlich zu erkennen ist auch die Hysterese der Umwandlung. An den eingezeichneten Punkten der Kennlinie befinden sich die verschiedenen Umwandlungstemperaturen.

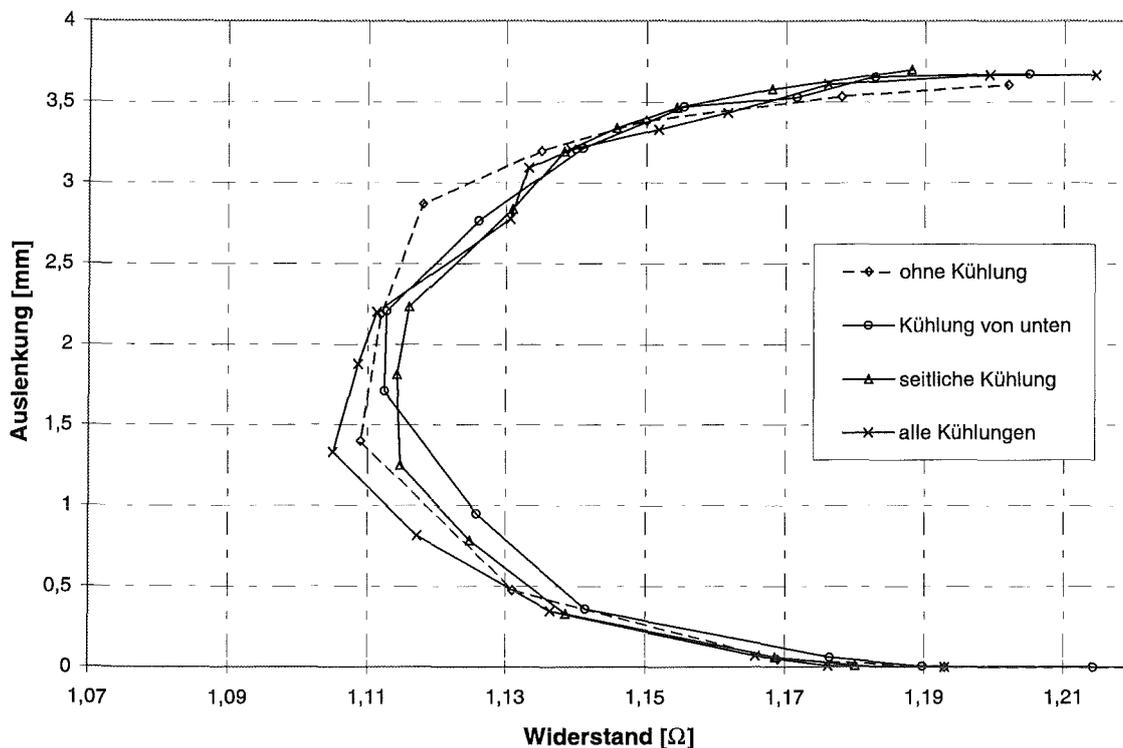


Abb. 6.27: Auslenkungs-Widerstands-Kennlinien bei verschiedenen Kühlungsarten

Ändert man die Abhängigkeit der Kennlinie in $\text{Widerstand} = f(\text{Auslenkung})$, so läßt sich die daraus entstehende Kurve mit einer quadratischen Gleichung beschreiben. Dies kann für eine spätere Regelung des Stellweges des Aktors von Bedeutung sein. Im Rahmen dieser Arbeit soll keine Regelung der Aktoren stattfinden. Die Aktoren sollen in ihre Position ausgelenkt werden und anschließend wieder ihre Nullposition annehmen. Danach erst erfolgt eine erneute Ansteuerung in die nächste Auslenkungsstufe. Die für eine Regelung notwendige Meßeinrichtung ist in der Matrix aus Aktoren derzeit nicht realisierbar.

Abb. 6.27 zeigt die Abhängigkeit der Auslenkung vom Widerstand des Aktors bei verschiedenen Kühlungsarten. Die Kennlinien zeigen durch die zusätzlich eingesetzte Kühlung keine nennenswerte Veränderung. Im Bereich der größten Phasenumwandlung (Auslenkung: 0,5 mm bis 3,3 mm) schwanken die Widerstandswerte um $\pm 0,44\%$ ihres Mittelwertes.

6.7.1. Kennlinien der Aktoren bei zyklischer Dauerbelastung

Um das Ermüdungsverhalten der Aktoren zu bestimmen, wurden verschiedene zufällig ausgewählte Aktoren direkt nach der Montage den gleichen Setzzyklen ausgesetzt. Abb. 6.28 zeigt, daß sich die Umwandlungstemperaturen mit steigender Zyklenzahl nur unwesentlich verändern. Die Kennlinien verlaufen nahezu deckungsgleich. Das Verhalten des Aktors ist damit auch für große Zyklenzahlen reproduzierbar. Auch die maximale Auslenkung des Aktors ist konstant und beträgt ca. 3,5 mm. Die Ergebnisse des Ermüdungsverhaltens der Aktoren sind für alle Aktoren gleich.

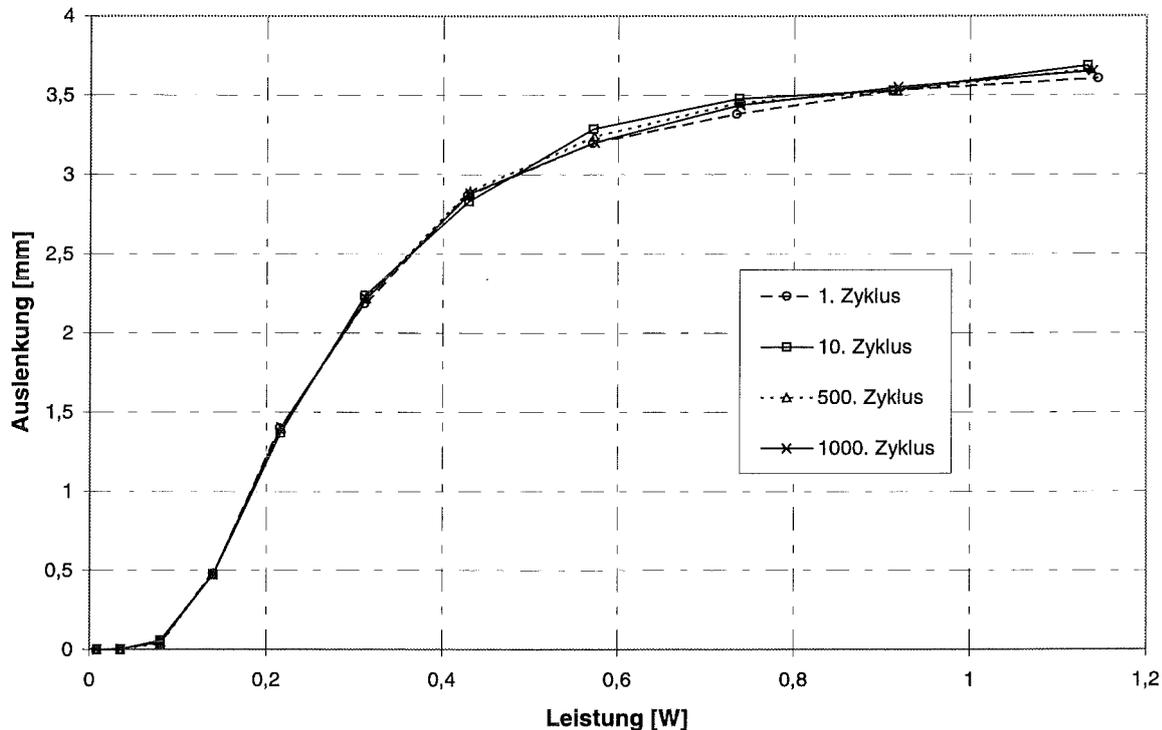


Abb. 6.28: Ermüdungsverhalten eines Aktors ohne zusätzliche Kühlung

Durch den Aufbau des Aktors wird bei jedem durchlaufenen Zyklus ein zusätzlicher geringfügiger Zweiwegeeffekt in der FGL-Feder induziert. Dieser induzierte Zweiwegeeffekt unterstützt die Rückstellung des Aktors in seine Nullposition. Die Hysterese des Aktors nimmt somit bei zunehmender Zyklenzahl ab. Die Kennlinien können ab einer Zyklenzahl von 100 als nahezu deckungsgleich angenommen werden. Die durch den Einbau entstandenen Vorspannungen sind abgebaut. Dieses Verhalten läßt sich auf alle nach diesem Prinzip aufgebauten Aktoren projizieren.

Abb. 6.29 zeigt nun, daß der Widerstand der Aktoren bei zunehmender Zyklenzahl zunimmt. Die maximale Zunahme beträgt $0,007 \Omega$. Ob der Widerstandswert bei noch mehr Zyklen (z. B. > 5000) gegen einen Grenzwert strebt, wurde nicht untersucht, da die Widerstandskennlinie für die Ansteuerung der Aktoren nicht von Bedeutung ist. Eine Regelung der Aktoren ist im Rahmen dieser Arbeit nicht sinnvoll, da die Aktoren nur für einen kurzen Moment ein Höhenprofil darstellen sollen und anschließend wieder in ihre Nullposition zurückgesetzt werden. Zur Realisierung dieser Forderung eignet sich die Erwärmungskurve (Auslenkungs-Leistungs-Kennlinie), denn sie zeigt ein günstiges, abschnittsweise lineares Verhalten und somit können den unterschiedlichen Temperaturen entsprechende Setzstufen zugeordnet werden. Soll jedoch für die Aktoren eine Regelung entworfen werden, muß das Widerstandsverhalten bei hohen Zyklenzahlen näher untersucht werden.

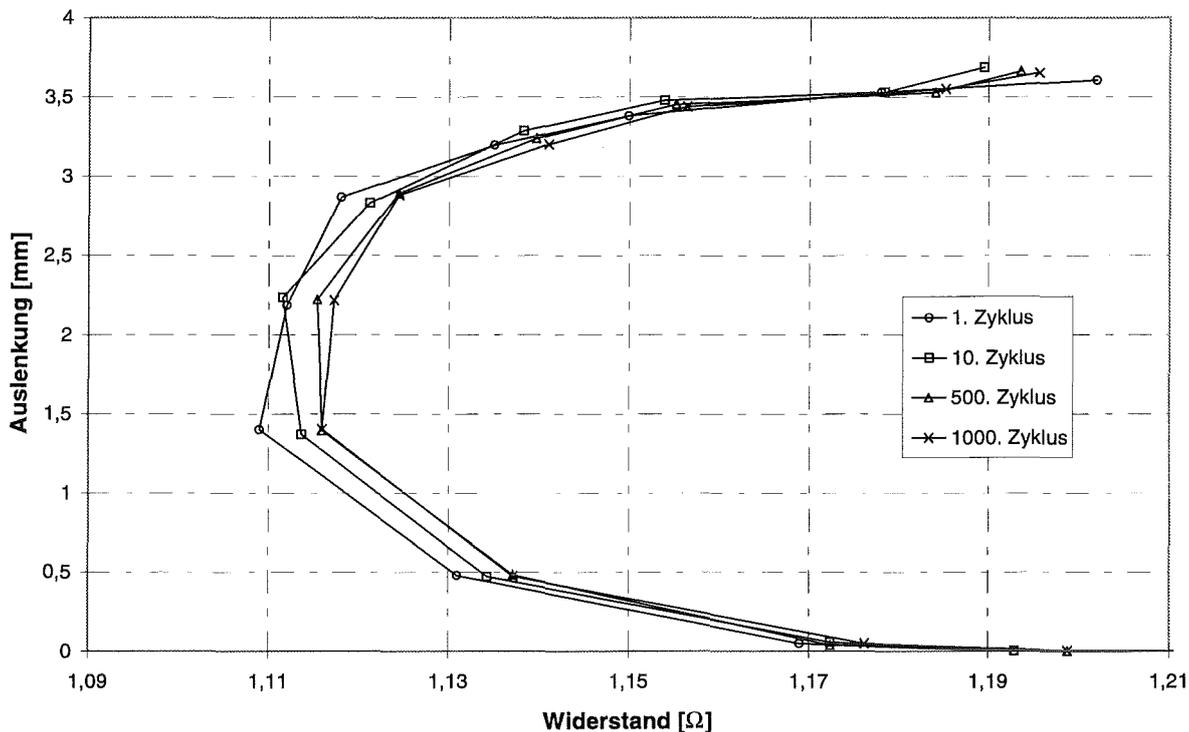


Abb. 6.29: Auslenkungs-Widerstands-Kennlinie bei unterschiedlich durchlaufenen Zyklen

6.8. Kennlinien der Aktoren im Verbund

Für die Messung der Auslenkungen der einzelnen Aktoren stand nur ein induktiver Wegaufnehmer zur Verfügung. Die Auslenkung eines Aktors sollte während dem Setzen eines Musters ermittelt werden. Bei einer Gesamtanzahl von 64 Aktoren bedeutet dies, daß jedes Muster insgesamt 64 mal gesetzt werden muß, damit alle Aktoren gemessen sind. Die Messung eines einzelnen Stiftes in einem Musters dauert im Durchschnitt 60 Sekunden, so daß pro Muster insgesamt ca. 3 Stunden benötigt wurden. Um diesen Zeitfaktor zu verkürzen, wurden für bestimmte Messungen Untergruppen (3 x 3 Aktoren und 4 x 4 Aktoren) aus der Matrix herausgegriffen und gemessen. Diese Untergruppen mit ihrer geringen Anzahl an gesetzten Aktoren konnten öfters gemessen werden. Die Auslenkung der einzelnen Stifte wurden in Abhängigkeit des gesetzten Musters und der damit gesetzten Stifte 3, 4 oder 5 mal gemessen. Die gegenseitige thermische Beeinflussung der Aktoren ist in diesen Untergruppen gleich wie in der Gesamtmatrix. Allen Messungen liegt eine Numerierung gemäß Abb. 6.30 zu Grunde. Die Numerierung der Aktoren der Untergruppen ist den schraffierten Feldern zu entnehmen.

6. Ergebnisse

56	57	58	59	60	61	62	63
48	49	50	51	52	53	54	55
40	41	42	43	44	45	46	47
32	33	34	35	36	37	38	39
24	25	26	27	28	29	30	31
16	17	18	19	20	21	22	23
8	9	10	11	12	13	14	15
0	1	2	3	4	5	6	7

Abb. 6.30: Stiftnummerierung der 8 x 8 Matrix und Belegung für 3 x 3 Matrix sowie 4 x 4 Matrix

In einer ersten Meßreihe wurden die Kennlinien aller Stifte aufgenommen. Dies ist für die Bildung der KorrekturmatriX notwendig. Für die Aufnahme der Kennlinien wurde die Ansteuerspannung in 0,1 V Schritten von 0,4 V auf 2,5 V erhöht. Die Stifte wurden 30 Sekunden lang mit der jeweiligen Spannung bei einer Kühlung von unten angesteuert. In Abb. 6.31 sind die Kennlinien von 4 x 4 Aktoren dargestellt.

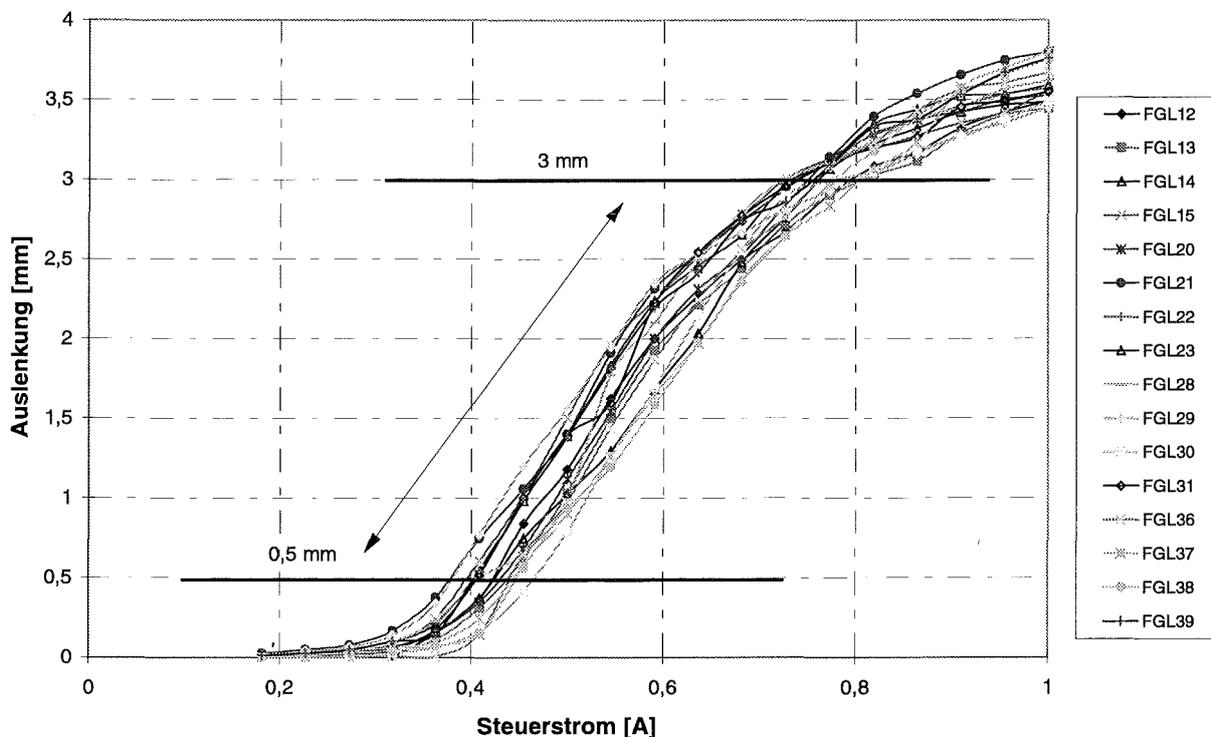


Abb. 6.31: Kennlinien der einzelnen Stifte mit Kühlung von unten in der 4 x 4 Matrix

Im Bereich der Auslenkung von 0,5 mm bis 3 mm ist ein linearer Zusammenhang zwischen der Ansteuerspannung und der Auslenkung zu erkennen. Annähernd kann gesagt werden, daß bei

diesem Aufbau eine Steuerspannungserhöhung von 0,2 V einer Auslenkungserhöhung von 0,5 mm entspricht. Alle Aktoren zeigen nahezu gleichen Kennlinienverlauf. Die geringen Abweichungen der einzelnen Kennlinien ist durch die Toleranzen, die beim Zusammenbau der Aktoren entstehen, zu erklären. Alle Aktoren besitzen eine maximale Auslenkung > 3 mm und entsprechen somit den Forderungen aus Kapitel 6.5.1.

6.8.1. Positioniergenauigkeit der Aktoren

Die Ansteuerung erfolgte durch Gleichstrom ohne zusätzliche Kühlung. Stellvertretend für die Leistung wird die Ansteuerspannung als Stellgrößenvorgabe angegeben. Die dadurch eingespeiste Leistung läßt sich anhand Tabelle 6.2 errechnen.

Ansteuer- spannung [V]	Strom [A]	Auslenkung [mm]
1,2	0,54	0,5
1,4	0,64	1
1,5	0,68	1,5
1,7	0,77	2
1,9	0,86	2,5
2,3	1,05	3

Tabelle 6.2: Zuordnung der Ansteuerparameter bei Gleichstromansteuerung

Von großem Interesse war die Genauigkeit, mit der ein Aktor in seine jeweilige gewünschte Position gesetzt werden kann. Hierzu wurde der Aktor zuerst mit einer Spannung von 1,7 V ($\Rightarrow 2$ mm) angesteuert und anschließend wieder zurückgesetzt. Dies erfolgte 60 mal. In einer zweiten Meßreihe wurde der Aktor mit einer Spannung von 2,3 V ($\Rightarrow 3$ mm) angesteuert.

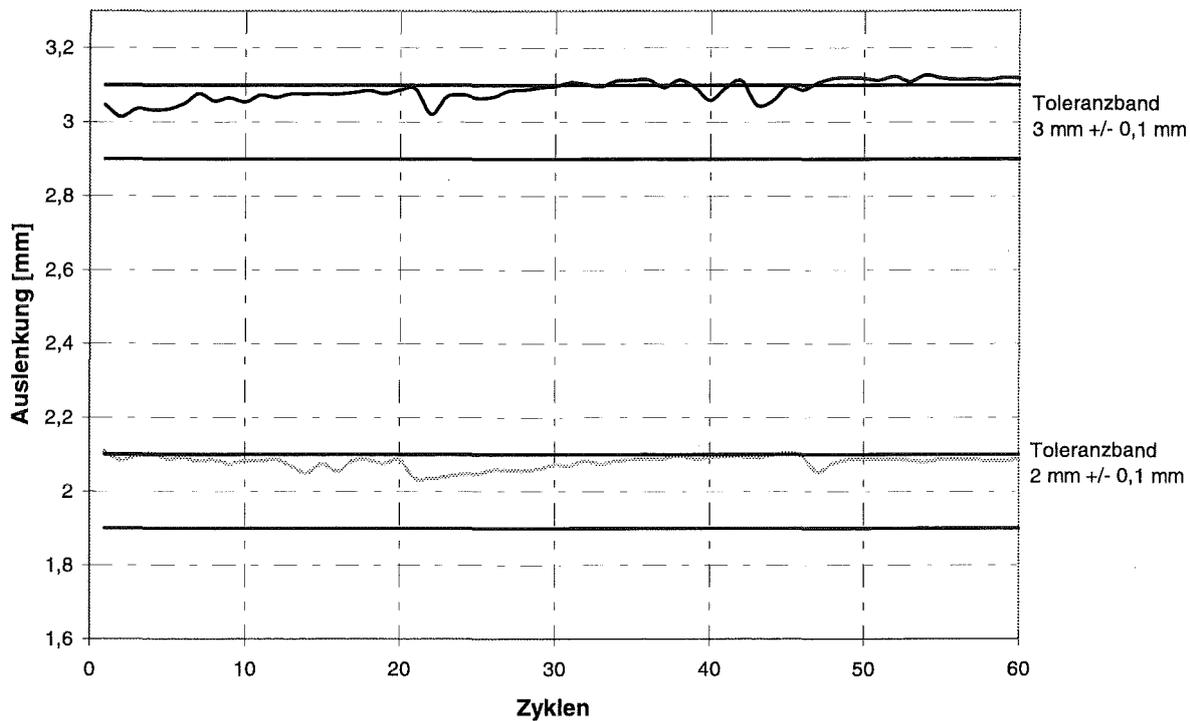


Abb. 6.32: Positioniergenauigkeit bei 2 mm und 3 mm Stellweg

Abb. 6.32 zeigt, daß der Aktor Nr. 21 (aus Abb. 6.30) bei einer Steuerspannung von 1,7 V im Mittel eine Auslenkung von 2,078 mm erreicht, d. h. die Abweichung zum Sollwert beträgt +0,037 mm. Bei einer Steuerspannung von 2,3 V beträgt die Auslenkung im Mittel 3,087 mm bei einer Abweichung von +0,057 mm.

Diese Messungen wurden mit neun Einzelaktoren in der 3 x 3 Matrix wiederholt. Es sollte untersucht werden, ob es möglich ist, die einzelnen Stifte anhand der aufgenommenen Kennlinien auf vorgegebene Auslenkungsstufen zu positionieren. Aufgrund der in Kapitel 6.5.1 geforderten maximalen Auslenkung von 3 mm, sollen die Einzelaktoren auch nur bis 3 mm ausgelenkt werden, obwohl größere Auslenkungen möglich sind. Jeder Stift der 3 x 3 Matrix wurde 20 mal mit einer Spannung von 2,3 V angesteuert und es wurde die Auslenkung gemessen. Ein Meßzyklus bestand aus 30 Sekunden Setzzeit und 30 Sekunden Abkühlzeit. Die Messung der Auslenkung erfolgte automatisch nach 30 Sekunden.

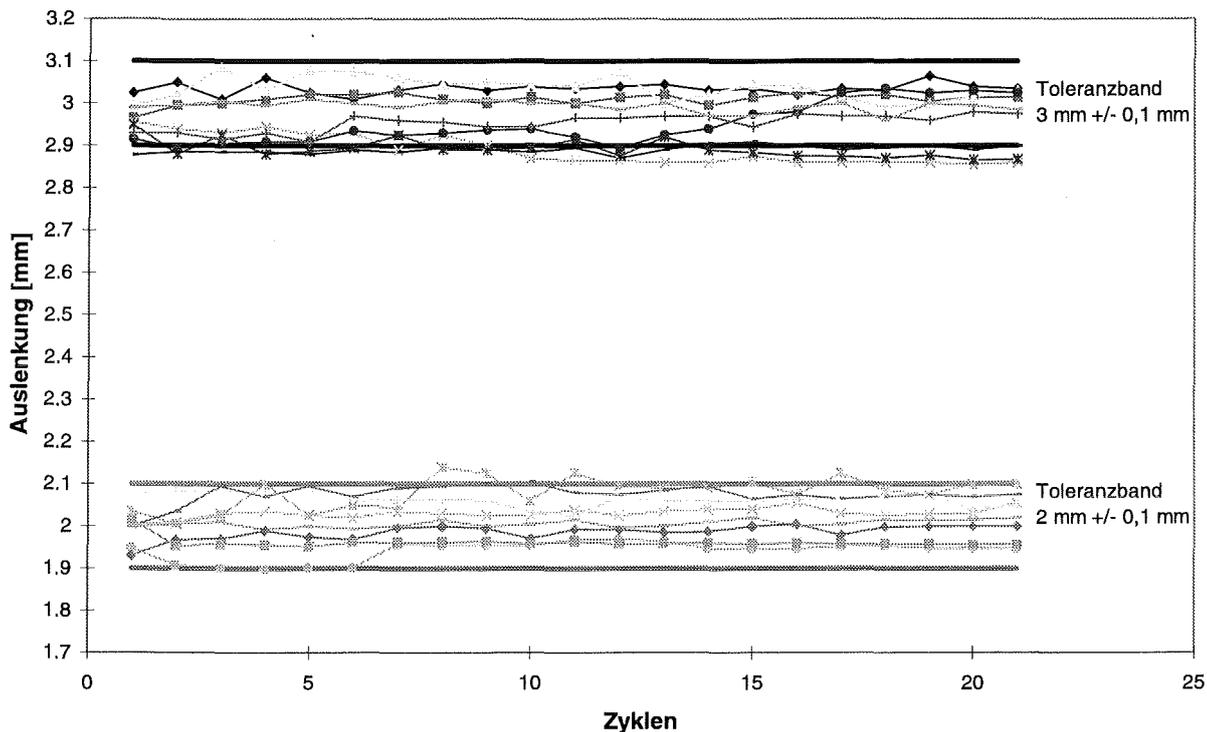


Abb. 6.33: Ansteuerung der Aktoren auf die Stellwege 2 mm und 3 mm

Die Positioniergenauigkeit ist für alle neun Stifte bei beiden Auslenkungsstufen innerhalb $\pm 0,07$ mm um den Mittelwert. Die Diagramme zu den anderen Auslenkungsstufen befinden sich im Anhang (Kapitel 11.2). Abb. 6.33 zeigt, daß eine Positionierung der Aktoren mit der Toleranz von $\pm 0,1$ mm durch entsprechende Ansteuerparameter erfolgen kann. Die einzelnen Aktoren unterschieden sich bei gleichen Ansteuerparametern in den Mittelwerten ihrer Auslenkung um maximal 0,14 mm. Entstehen durch Variationen im Zusammenbau der Aktoren unterschiedliche Kennlinien, können diese durch Verändern der Ansteuerparameter weitgehend ausgeglichen werden. Hierzu muß lediglich die Kennlinie jedes Aktors vor seinem endgültigen Einsatz bekannt sein. Es wurden deshalb die Kennlinien aller Aktoren nach ihrem Einbau in die 8×8 Matrix aufgenommen. Diese werden in einer Korrekturmatrix abgelegt und beim Setzen der einzelnen Stifte wieder abgefragt. Durch diesen Vergleich können die Aktoren mit geänderten Ansteuerparametern in ihrem Verhalten nahezu identisch gemacht werden.

6.8.2. Gegenseitige thermische Beeinflussung der Aktoren in der 3×3 Matrix

Wird der Aktor als geschlossenes System betrachtet, so fließt ohne zusätzliche Kühlung solange Wärmeenergie von einem Körper mit höherer Temperatur in den Körper mit niedrigerer Temperatur, bis ein Temperatenausgleich stattgefunden hat. Am Ende des Wärmeaustausches haben alle Teile eines Stoffsystems die gleiche Endtemperatur. Die Luft ist dabei ein schlechter Wärmeleiter. Bleibt sie in Ruhe, so wird nach einiger Zeit die Temperaturdifferenz null und damit der Wärmestrom null. Dies bedeutet, daß sich nach endlicher Zeit in Abhängigkeit der Anzahl der angesteuerten Stifte alle FGL-Federn auf die gleiche Temperatur erwärmen und somit

alle die gleiche Auslenkung haben. Die gegenseitige thermische Beeinflussung ohne zusätzliche Kühlung ist im wesentlichen abhängig von der Zeit und der eingebrachten Wärmemenge.

Wird bei drei in Reihe liegenden Stiften der Mittelstift nicht angesteuert und werden gleichzeitig die beiden äußeren Stifte auf ihre maximale mögliche Auslenkung von 3,5 mm gesetzt, macht sich die Konvektion nach ca. 30 Sekunden bemerkbar und der nicht angesteuerte Mittelstift erfährt nach z. B. 45 Sekunden eine Auslenkung von ca. 0,4 mm. Nach 90 Sekunden ist er bereits auf ca. 0,8 mm ausgelenkt. Wird die Energie der äußeren Stifte verringert, d. h. werden sie nur auf 3 mm ausgelenkt, ist selbst nach 45 Sekunden noch keine Beeinflussung feststellbar. Bei 90 Sekunden beträgt die Auslenkung des Mittelstiftes nur 0,2 mm. Dies lässt sich beliebig fortsetzen.

Die größte thermische Beeinflussung eines Aktors erfolgt durch die unmittelbaren Nachbarstifte, da zu diesen der Abstand am geringsten und der Temperaturgradient am größten ist. Um erste Erkenntnisse zu erhalten, wurde das Verhalten des Mittelstiftes einer 3 x 3 Matrix bei Ansteuerung der umliegenden Stifte bei maximaler zusätzlicher Kühlung untersucht. Hierbei wurden die, den Mittelstift umgebenden Stifte, auf unterschiedliche Setzhöhen gesetzt und die dadurch resultierende Auslenkung des Mittelstiftes nach 30 Sekunden gemessen (Abb. 6.34).

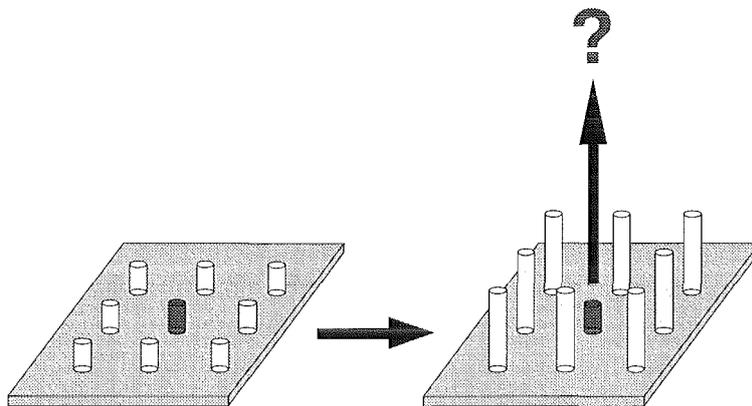


Abb. 6.34: Verhalten des Mittelstiftes bei Ansteuerung der umgebenden Stifte

Diese 30 Sekunden entsprechen ungefähr der Abtastzeit, die der Abtastende zum Abtasten des dargestellten Höhenprofils benötigt. Anschließend wurde der Mittelstift auf die unterschiedlichen Auslenkungsstufen gesetzt und die umgebenden Aktoren wurden in 0,5 mm Schritten ebenfalls ausgelenkt. Bei dieser Messung erfolgte maximale Kühlung, d. h. alle Ventilatoren waren in Dauerbetrieb.

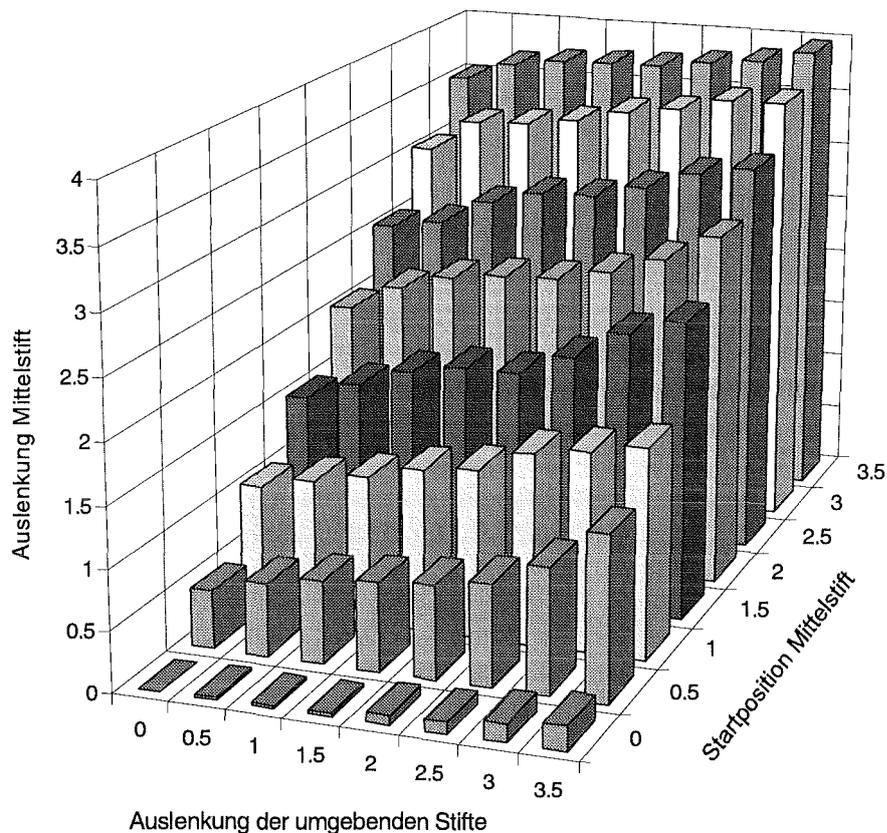


Abb. 6.35: Thermische Beeinflussung des Mittelstiftes bei Setzen der Umgebungstifte

Abb. 6.35 beschreibt die thermische Beeinflussung des Mittelstiftes beim Setzen der umliegenden Stifte. Die umgebenden Stifte werden alle auf die gleiche Auslenkung gesetzt. In Z-Richtung ist die resultierende Auslenkung des Mittelstiftes aufgetragen. In Y-Richtung ist die Startposition des Mittelstiftes aufgetragen, d. h. es wird z. B. der Mittelstift auf 1 mm gesetzt und anschließend werden die umgebenden Stifte von 0 bis zur maximal möglichen Auslenkung von 3,5 mm ausgelenkt. Die X-Richtung beschreibt somit die Auslenkung aller umgebenden Stifte. In Z-Richtung kann also die Veränderung des Mittelstiftes von seiner Startposition abgelesen werden.

Ist der Mittelstift nicht angesteuert und sind alle umliegenden Stifte auf 3,5 mm ausgelenkt, wird der Mittelstift durch die Umgebungstemperatur auf 0,203 mm ausgelenkt (Abb. 6.35). Ist der Mittelstift dagegen schon auf 1,5 mm ausgelenkt, wird er noch zusätzlich durch das Setzen der umliegenden Stifte (diese werden jetzt maximal möglich ausgelenkt \rightarrow 3,5 mm) auf eine Auslenkung von 2,483 mm erhöht. Wie aus Abb. 6.35 zu ersehen ist, wirkt sich die Konvektion additiv auf die Auslenkung aus, d. h., wird der mittlere Stift nicht angesteuert, ist die Beeinflussung durch die Konvektion am geringsten, da erst die Austenit-Start-Temperatur A_s erreicht werden muß. Um den nicht angesteuerten Mittelstift auszulenken, muß dieser auf eine Temperatur größer als 47 °C erwärmt werden. Wird der Stift dagegen auf eine bestimmte Auslenkung angesteuert, so ist eine geringere Temperaturerhöhung ausreichend, um den Stift noch weiter auszulenken (da er sich schon oberhalb $A_s=47$ °C befindet). Gleichzeitig wird der

Temperaturgradient zwischen dem Mittelstift und den umliegenden Stiften durch eine immer größere Auslenkung (erhöhte Temperatur) des Mittelstiftes geringer.

Werden die Auslenkungen der benachbarten Stifte in der Ansteuerung eines Stiftes berücksichtigt, kann die additive Wärmezufuhr durch Konvektion ausgeglichen werden. Sind beispielsweise die umliegenden Stifte auf 2,5 mm ausgelenkt, so muß der Mittelstift, um eine Auslenkung von 2 mm zu erzielen, mit einer geringeren Spannung angesteuert werden.

Es ist jedoch zu beachten, daß eine solchen Musters von Stiften gemäß den Ergebnissen aus Kapitel 6.5.1 nicht sinnvoll ist und vermieden werden sollte. Soll nur ein Höhenprofil dargestellt werden, dann ist die gegenseitige Beeinflussung der Stifte solange nicht von Bedeutung, solange die Höhenunterschiede der einzelnen Stifte erhalten bleiben. In diesem Fall ändert sich das gewünschte statische Höhenprofil in ein dynamisches Höhenprofil.

6.9. Darstellung verschiedener Muster in der 4 x 4 Matrix

Die ersten Meßergebnisse der Sensorzange zeigen, daß im Normalfall das Druckgebirge nur auf einen Teil der Sensorfläche begrenzt ist. Das bedeutet, daß nur Teilbereiche der Aktormatrix gesetzt werden müssen. Deshalb und aufgrund den in Kapitel 6.5.1 gestellten Anforderungen zur sinnvollen Darstellungen von Druckgebirgen werden nun nachfolgend einige Stiftmuster am Beispiel einer 4 x 4 Matrix ausgemessen. Alleine für die Messungen in der 4 x 4 Matrix mußten die Stifte 80 mal pro Muster gesetzt werden (jeder Stift wurde 5 mal gemessen) und dies entspricht einer Meßzeit von ca. 2,5 Stunden pro Muster.

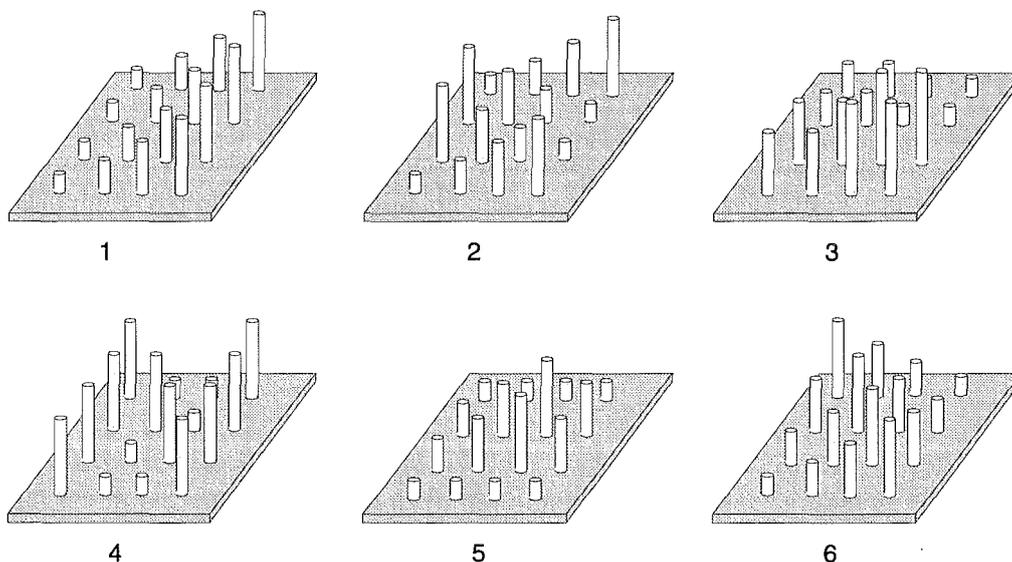


Abb. 6.36: Beispiele von dargestellten Mustern in der 4 x 4 Matrix

Abb. 6.36 zeigt die ausgewählten Muster. Beginnend von links oben nach rechts unten stellt das erste Muster eine Treppenstufe dar. Die Stifte der ersten Spalte wurden nicht ausgelenkt, die Stifte der zweiten Spalte wurden auf 1 mm, die Stifte der dritten Spalte auf 2 mm und die Stifte der letzten Spalte auf 3 mm gesetzt. Das zweite Muster zeigt die Treppenstufen der 2. und 3. Zeile in gegensinnigem Verlauf. Beim dritten Muster wurden jeweils 4 Stifte zusammen auf eine

gemeinsame Stufe ausgelenkt. Die Stifte 12, 13, 20 und 21 aus Abb. 6.30 sind auf 2 mm gesetzt, die Stifte 14, 15, 22 und 23 sind auf 3 mm gesetzt, die Stifte 28, 29, 36 und 37 sind auf 0,5 mm ausgelenkt und die Stifte 30, 31, 38 und 39 sind nicht ausgelenkt. Das vierte Muster beschreibt den Buchstaben N, wobei alle gesetzten Stifte eine Auslenkung von 3 mm besitzen. Muster fünf zeigt ein Welle, bei der die erste und die letzte Zeile nicht gesetzt sind. Bei den beiden Zeilen in der Mitte sind die Stifte von links nach rechts unterschiedlich gesetzt. Beginnend mit 1 mm, 2 mm, 3 mm und 1,5 mm. Das letzte Muster stellt ein diagonal verlaufendes Druckgebirge dar.

Alle Muster konnten dargestellt und mit dem Finger abgetastet werden. Die Muster wurden ohne Kühlung gesetzt, damit sie schneller in ihre Position fahren. Sie konnten deshalb nur für eine kurze Zeit (15 Sekunden) gehalten werden.

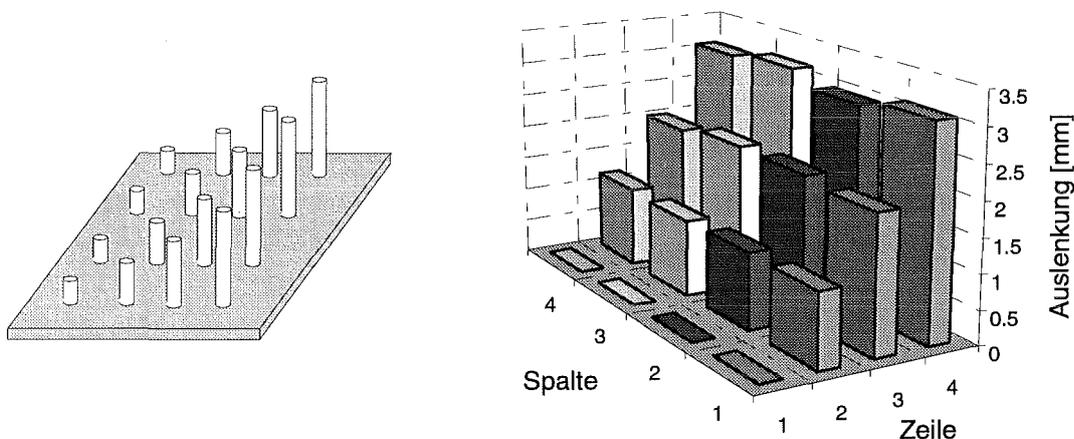


Abb. 6.37: Vorgegebenes Muster und das erhaltene Höhenprofil

Abb. 6.37 zeigt das Diagramm des ersten Musters. Es wurde eine Treppe durch die Stifte dargestellt. Die rechte Abbildung zeigt, daß die geforderten Stufen von 1 mm, 2 mm und 3 mm erreicht wurden. Es sind jedoch Schwankungen im Stellweg zu erkennen. Die Genauigkeit der Positionierung ist in Abb. 6.38 dargestellt. Die größten Abweichungen vom Sollwert sind bei den Aktoren 21 (1 mm +0,21 mm) und 23 (3 mm +0,25 mm) zu erkennen. Eine geringe Abweichung vom Sollwert zeigen die Aktoren 37 (1 mm +0,17 mm), 30 (2 mm +0,13 mm) und 39 (3 mm +0,17 mm). Die restlichen Aktoren erfüllen die Anforderungen und liegen innerhalb des geforderten Toleranzbandes von $\pm 0,1$ mm. Die geringsten Abweichungen zeigen die Aktoren mit dem Sollwert von 2 mm. Hier befindet sich der Aktor im linearen Bereich seiner Kennlinie und kann deshalb ohne Probleme positioniert werden. Die KorrekturmatriX aus Kapitel 4.2.6 und die damit verbundene angepaßte Ansteuerung wurde nicht eingesetzt. Durch diese KorrekturmatriX können geringe Abweichungen ausgeglichen werden. Die Diagramme der anderen Muster sind im Anhang Kapitel 11.3 aufgeführt.

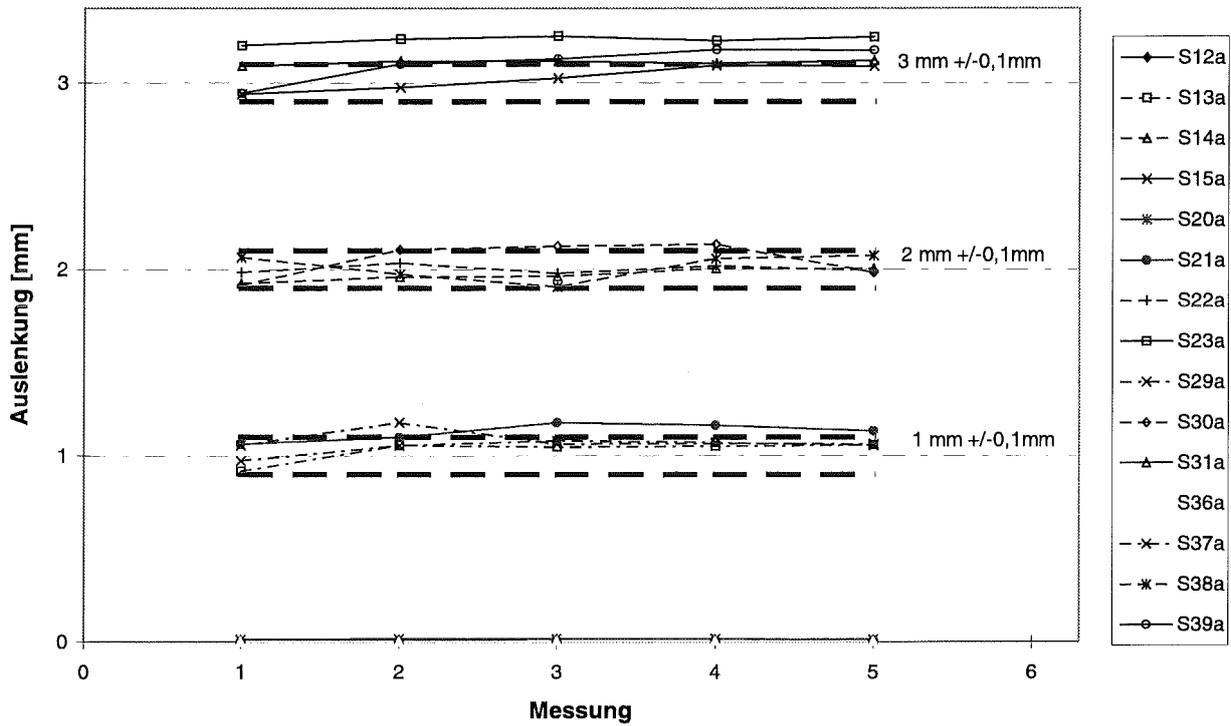


Abb. 6.38: Positioniergenauigkeit der Treppenstufen nach 160 Durchgängen (= 5 Messungen/Stift)

Die Muster fünf (1 mm, 2 mm, 3 mm und 1,5 mm) und sechs aus Abb. 6.36 zeigen die im praktischen Einsatz wahrscheinlichsten Muster. Sie wurden nach einer Setzzeit von 15 Sekunden und 30 Sekunden gemessen. Während der Ansteuerung der Aktoren wurde keine Kühlung eingesetzt. Abb. 6.39 läßt erkennen, daß das gewünschte Muster (Wellenform) dargestellt werden kann, jedoch sind nach einer Zeit von 15 Sekunden die Stifte noch nicht in ihrer gewünschten Endauslenkung.

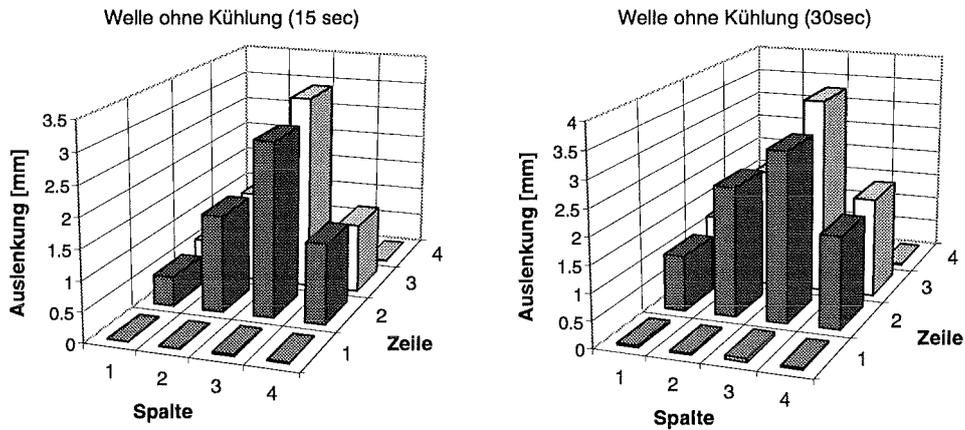


Abb. 6.39: Muster 5 ohne Kühlung nach 15 und 30 Sekunden gemessen

Abb. 6.39 zeigt, daß die Phasenumwandlung nach 15 Sekunden noch nicht abgeschlossen ist. Die Endauslenkungen sind noch nicht erreicht. Nach 30 Sekunden ist die gewünschte Auslenkung nahezu erreicht. Die nach 30 Sekunden erreichten Auslenkungen können ohne Kühlung nicht gehalten werden und steigen an. Das gesamte Höhenprofil bleibt erhalten, die Endauslenkung der Aktoren ist jedoch größer. Das Verhältnis der Auslenkungen zueinander bleibt in etwa erhalten. Kann dafür gesorgt werden, daß dieses Verhältnis der Aktoren zueinander über die gesamte Zeit konstant bleibt, so besteht die Möglichkeit dynamische Höhenprofile zu setzen, d.h. Höhenunterschiede zwischen den Stiften können dann gehalten werden.

Für den abtastenden Finger ist nur von Bedeutung, daß die Differenz zweier Stifte von z. B. 0,5 mm eingehalten wird. Ob die Differenz durch z. B. 1 mm und 1,5 mm dargestellt wird, oder aber durch 2 mm und 2,5 mm, ist für ihn nicht von Bedeutung. Die absolute Größe der Auslenkung kann er sowieso nicht abschätzen.

Die gegenseitige thermische Beeinflussung der Aktoren bei Setzzeiten > 30 Sekunden sollte durch eine Haltekühlung reduziert werden. Hierbei wurden die Ventilatoren nach 15 Sekunden eingeschaltet. Das Muster wurde wiederum nach 15 und 30 Sekunden gemessen.

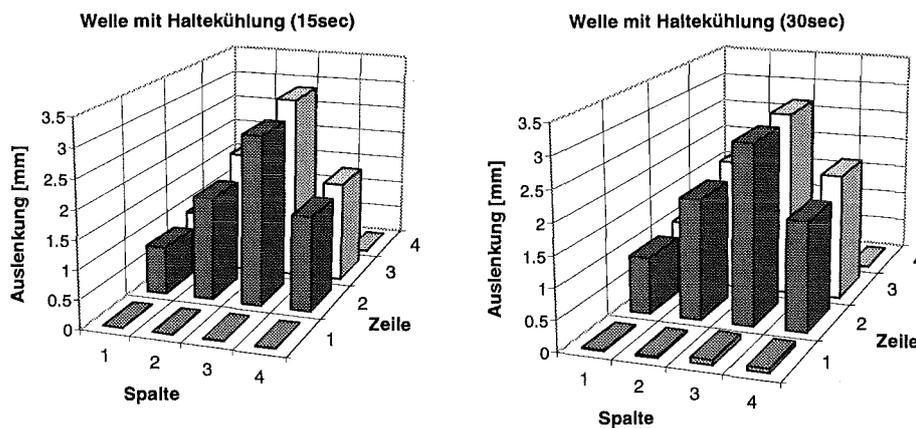


Abb. 6.40: Muster 5 mit Haltekühlung nach 15 und 30 Sekunden

Abb. 6.40 zeigt, daß z. B. die geforderte Auslenkung von 2 mm des 2. Stifts der 2. Zeile nach 15 Sekunden noch nicht erreicht ist. Die Auslenkung ist erst bei ca. 1,8 mm. Wird die Kühlung zugeschaltet, sinkt die Auslenkung der Aktoren. Stift 2 der 2. Zeile erreicht z. B. nur noch eine Auslenkung von 1,5 mm. Stift 3 der 2. Zeile erreicht die geforderte Auslenkung von 3 mm nicht und sie liegt bei ca. 2,8 mm. Die Wärmeabfuhr durch die zusätzliche Kühlung ist zu groß bzw. die zugeführte Leistung zu gering. Dies ist im Vergleich zum Muster ohne zusätzliche Kühlung der umgekehrte Fall und muß ebenfalls vermieden werden.

6.10. Pulsstrommodulation

Diese unbefriedigende Ergebnisse führten zur nachfolgenden Pulsstrommodulation. Hierbei wurde eine Kombination aus intervallweisem Heizen und Kühlen durchgeführt. Dadurch ist es möglich Muster über einen längeren Zeitraum stabil innerhalb ihrer Toleranzen zu halten.

Die in Kapitel 6.7 ermittelten Kennlinien erfolgten durch eine Gleichstromansteuerung gemäß der Zuordnung in Tabelle 6.2. Hierdurch können Setzzeiten von bis zu 30 Sekunden gewährleistet werden (mit Kühlung). Allerdings ist zum Setzen der Stifte aufgrund der ständigen Kühlung durch die Ventilatoren eine hohe Leistung erforderlich. Da zusätzlich Setzzeiten größer 30 Sekunden ermöglicht werden sollen, wurde eine Ansteuerung mit Stromimpulsen entwickelt. Damit wurde eine zusätzliche Reduzierung der gesamten benötigten Leistung erzielt.

Zur Ansteuerung der Aktoren wurden die Werte gemäß Tabelle 6.3 eingesetzt. Diese Werte liegen unter den eigentlichen Steuerparametern aus Tabelle 6.2, bringen die einzelnen Stifte jedoch ebenfalls auf die gewünschte Auslenkung.

Ansteuer- spannung [V]	Strom [A]	Auslenkung [mm]
0,7	0,32	0,5
0,9	0,41	1
1,1	0,5	1,5
1,2	0,55	2
1,4	0,64	2,5
1,6	0,73	3

Tabelle 6.3: Zuordnung der Ansteuerparameter bei Pulsstrommodulation

Bei dieser Art der Ansteuerung wurde die Erhöhung der Umgebungstemperatur der einzelnen Stifte berücksichtigt. D. h. durch die erhöhte Umgebungstemperatur ist eine geringere elektrische Leistung für die gleiche Auslenkung notwendig. Die Heiz- und Kühlintervalle sind in Abb. 6.41 dargestellt. Die erste Heizperiode dauert 22 Sekunden.

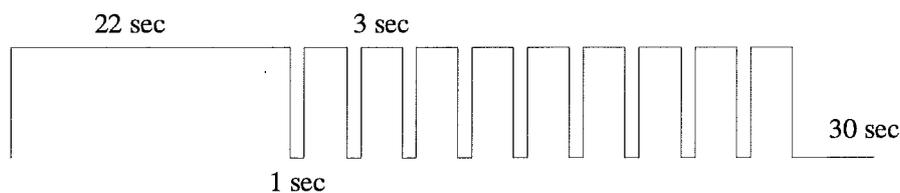


Abb. 6.41: Verlauf der Ansteuerspannung

Um die anschließend einsetzende Beeinflussung der Stifte untereinander zu verringern, wurde der Strom für 1 Sekunde abgeschaltet und gleichzeitig die seitlich angebrachten Gebläse eingeschaltet. Diese führen die erwärmte Luft ab. Danach wurde wieder 3 Sekunden geheizt. Dieser Kühl- und Heizzyklus wurde 9 mal durchlaufen, so daß das Muster über den Zeitraum von einer Minute abgetastet werden konnte. Anschließend wurde der Strom für 30 Sekunden ausgeschaltet, damit die Stifte wieder ihre Nullposition einnehmen. Als Muster diente die Welle aus Kapitel 6.9 (Abb. 6.36, fünftes Muster).

Durch diese Ansteuerung läßt sich die Hysterese in der Temperaturkennlinie des Aktors ausnutzen. Die Kühlphase muß kürzer als die nachfolgende Heizphase sein, da sich sonst die Stifte in der Kühlphase zu stark setzen würden. Die nachfolgende Heizphase darf ebenfalls nicht zu kurz sein, damit sich die Stifte nicht kontinuierlich absetzen.

Jeder der gesetzten Stifte der 4 x 4 Matrix wurde 6 mal gemessen und es wurde der Mittelwert zum jeweiligen Zeitpunkt dieser Messungen gebildet. Die Auslenkung der Stifte wurde nach der Anheizzeit von 22 Sekunden, nach jeder Kühlung und nach jedem Nachheizen gemessen. Abb. 6.42 zeigt das Muster nach der Anheizphase bei 22 Sekunden und nach 60 Sekunden Setzzeit.

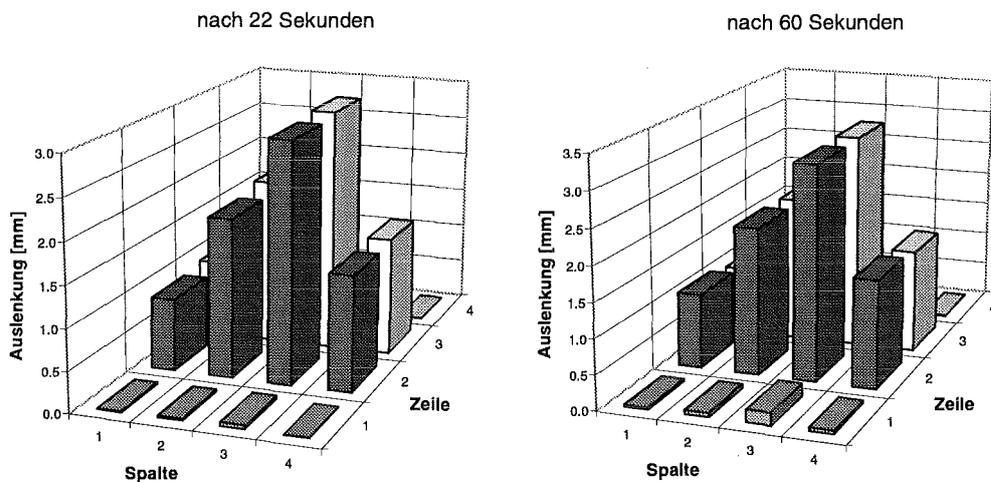


Abb. 6.42: Muster 5 bei Pulsstrommodulation nach 22 Sekunden und 60 Sekunden

Nach der Anheizphase sind die Phasenumwandlungen der Stifte fast vollständig beendet und die Endauslenkung ist weitgehend erreicht. Eine gegenseitige thermische Beeinflussung ist noch nicht zu beobachten. Abb. 6.43 zeigt die Auslenkungen der Stifte der 2. Zeile nach 22, 30 und 60 Sekunden. Aktor 1 soll eine Auslenkung von 1 mm zurücklegen, Aktor 2 soll 2 mm zurücklegen, Aktor 3 soll 3 mm zurücklegen und Aktor 4 soll 1,5 mm zurücklegen. Man erkennt, daß nach 22 Sekunden die gewünschte Auslenkung bei fast jedem Aktor erreicht ist. Nach 30 Sekunden liegen die Aktoren bei ihrer gewünschten Auslenkung. Dies kann über einen Zeitraum von bis zu 60 Sekunden gehalten werden.

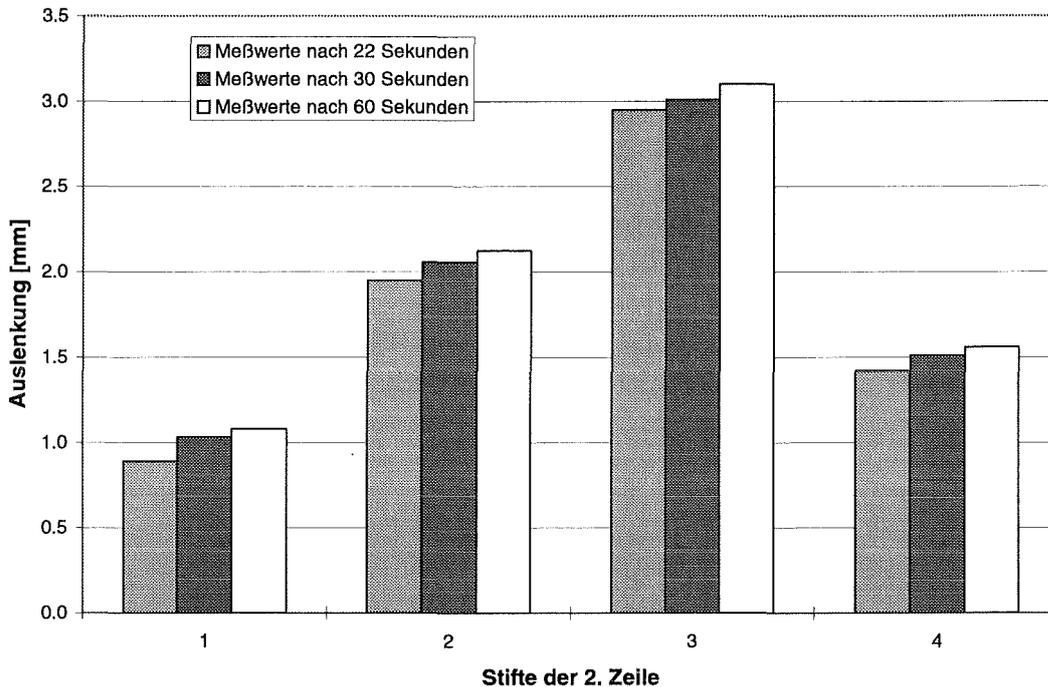


Abb. 6.43: Auslenkung der Stifte zu verschiedenen Zeitpunkten

Die Pulsstrommodulation stellt eine geeignete Ansteuerform für die Aktoren dar. Es können Druckprofile über einen Zeitraum von 60 Sekunden und länger stabil abgetastet werden. Für die Ansteuerung der Aktoren mit den realen Drucksignalen des optischen Sensors soll deshalb diese Ansteuerart Einsatz finden.

6.11. Darstellung der Sensorsignale in der 8 x 8 Matrix

Es sollen die Höhenprofile der tierexperimentellen Versuche aus Kapitel 6.4 durch die Aktoren nachgebildet werden. Für die Darstellung der Druckdaten durch die Aktoren müssen die Sensorwerte in Wertebereiche eingeteilt werden. Diese Wertebereiche werden den unterschiedlichen Setzstufen zugeordnet. Da der Sensor alle 0,3 Sekunden 64 Meßwerte liefert, ist eine Echtzeitdarstellung der Druckdaten durch die Aktoren nicht möglich. Diese sind für so schnelle Setzzeiten zu träge. Aufgrund der Ergebnisse aus Kapitel 5.2 werden bestimmte Muster ausgeschlossen, da sie durch die Finger nicht erkannt werden können. Erst wenn sich Druckdaten unterschiedlich ändern, ist eine Reaktion der Aktoren notwendig. Damit kann z. B. der Fall, daß alle Aktoren maximal ausgelenkt werden, vermieden werden.

Als Beispiel der Konvertierung von Sensordaten in Aktordaten soll Abb. 6.15 (Lymphknoten außerhalb der Mitte) und Abb. 6.19 (Kautschukkuugel im Ureter) herangezogen werden. Es wird immer die für den Betrachter günstigste Ansicht abgebildet.

Das erste Beispiel (Abb. 6.44) zeigt den Lymphknoten aus Abb. 6.15 in Rechtslage auf der Sensorfläche. Die Sensorwerte werden in Form von Säulen dargestellt (Aktordarstellung z. B. Abb. 6.42). Die Abbildung zeigt dabei die Sensorwerte aus Abb. 6.15 um 90° gedreht.

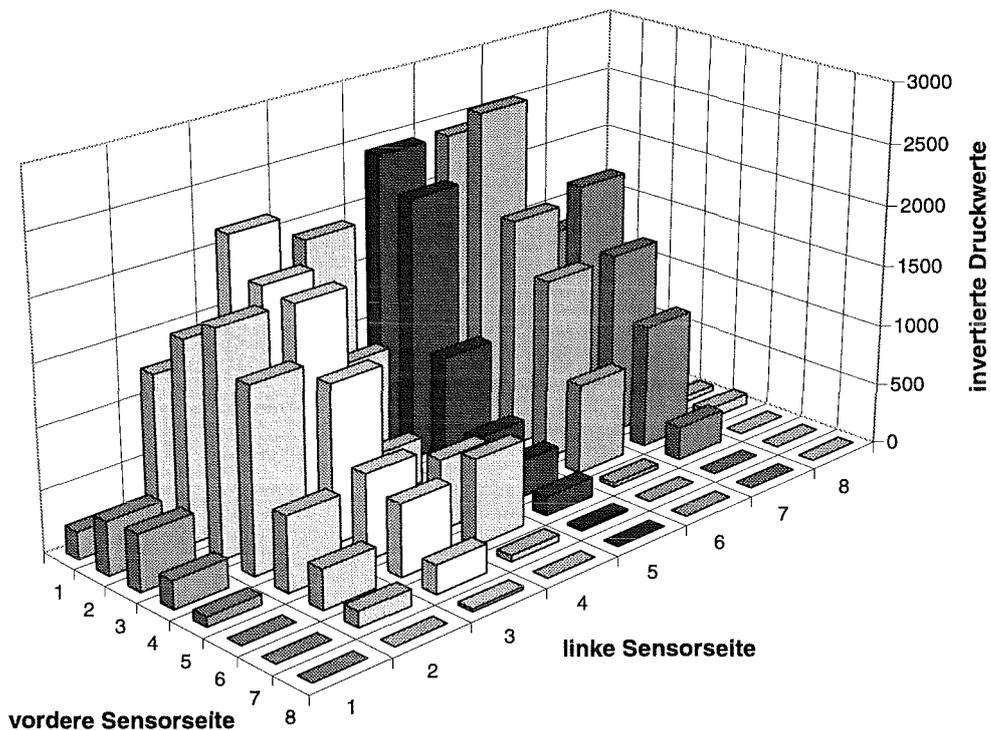


Abb. 6.44: Säulendarstellung der Sensorsignale des Lymphknotens in Rechtslage

Diese Sensorwerte müssen zur Ansteuerung der Aktoren umgewandelt werden. Die Konvertierung erfolgt nach Kapitel 4.2.6. Man erhält eine Matrix mit den Ansteuerspannungen für dieses Druckbild (Tabelle 6.4).

0	0	1,8	1,8	1,5	1,6	1,2	0
0	1,3	1,8	1,6	1	1,5	1,3	0
0	1,5	1,5	1	0	1,5	1,5	0
0	1,3	1,3	0	0	1,2	1,3	0
0	1,2	1	0	0	1	0	0
0	0	0	0	1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0

Tabelle 6.4: Sollwerte der Ansteuerspannungen nach Umwandlung der Druckdaten

Diese Aktorsollwerte müssen durch die Korrekturmatrix verbessert werden. In der Korrekturmatrix sind die tatsächlichen Endauslenkungen der Aktoren abgelegt. Unterschiede in den maximalen Auslenkungen der einzelnen Aktoren können durch angepaßte Steuerparameter ausgeglichen werden. Die Ansteuerspannungen nach ihrer Korrektur sind in Tabelle 6.5 abgebildet.

0	0	1,8	1,9	1,5	1,6	1,2	0
0	1,3	1,8	1,6	1	1,5	1,3	0
0	1,5	1,5	1,1	0	1,5	1,5	0
0	1,3	1,3	0	0	1,2	1,3	0
0	1,2	1,1	0	0	1,1	0	0
0	0	0	0	1,1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0

Tabelle 6.5: Ansteuerspannungen der Aktoren nach ihrer Korrektur

Die Sollwerte und die Istwerte der Stellwege sind in den Säulendarstellungen in Abb. 6.45 dargestellt.

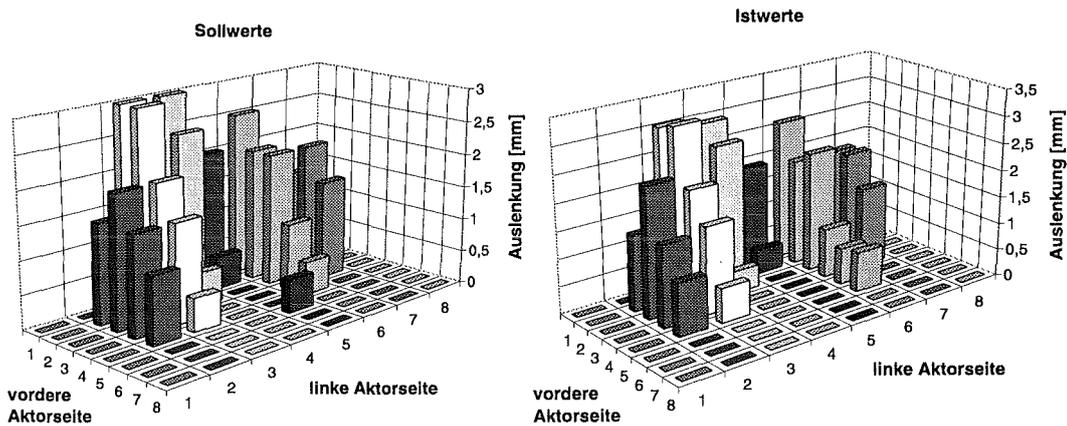


Abb. 6.45: Säulendarstellungen der Aktoren, Soll- und Istwerte nach der Bearbeitung durch die Korrekturmatrix

Der Lymphknoten in seiner Lage außerhalb der Mitte kann durch die Aktoren nachgebildet werden. Das in Abb. 6.15 beschriebene Tal in der Mitte der Abbildung kann ebenfalls durch die Aktoren dargestellt werden und mit dem Finger abgetastet sowie erkannt werden. Die Kraft, die ein Aktor dabei entwickelt, ist so groß, daß der Gegendruck des Fingers die Position des Aktors nicht verändert.

Als zweites Beispiel dient die Kautschukkugel aus Abb. 6.19. Die Abbildung zeigt eine mittige Belastung der Sensorfläche mit einem Durchmesser der Kautschukkugel von ca. 6-7 mm. Abb. 6.46 zeigt die Druckdaten in Säulendarstellung.

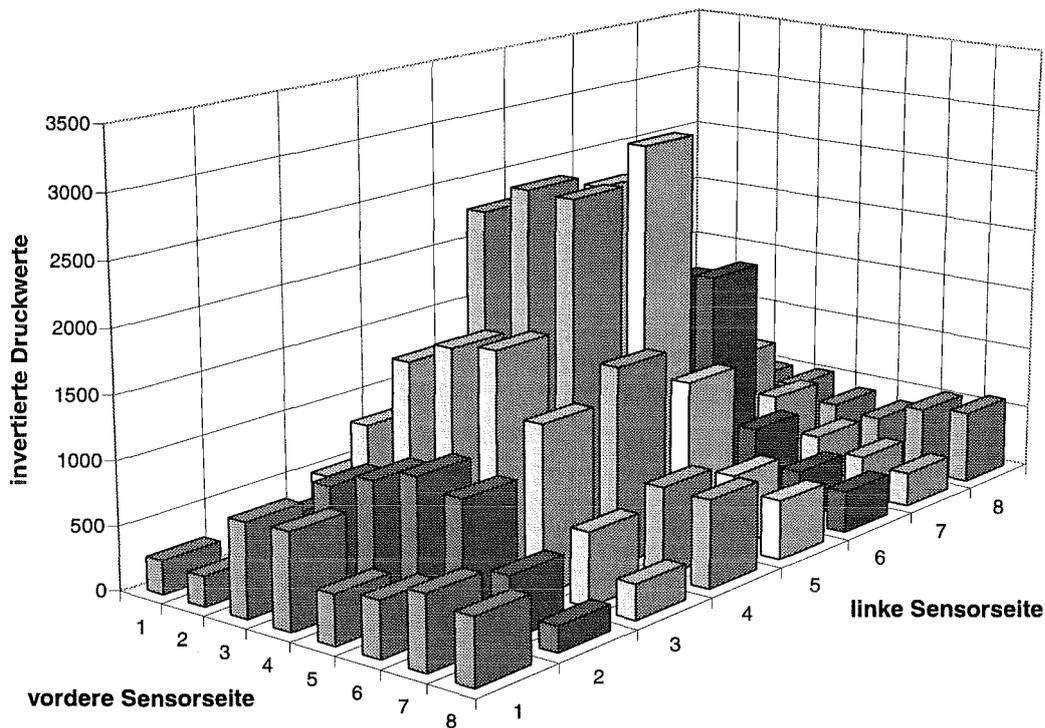


Abb. 6.46: Säulendarstellung der Sensorwerte

Die anschließende Konvertierung der Sensorwerte liefert die Matrix der neuen Ansteuerspannungen (Tabelle 6.6).

0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	0	0
0	1	1,3	1,3	1,3	1,2	0	0
0	1,2	1,6	1,8	1,8	1,3	0	0
0	1,2	1,5	1,8	1,8	1,2	0	0
0	1	1	1,3	1,3	0	0	0
0	0	1	1	1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0

Tabelle 6.6: Sollwerte der Ansteuerspannungen nach Umwandlung der Sensordruckdaten

Mit diesen Ansteuerspannungen erhält man nach der Korrektur durch die Korrekturmatrix die endgültigen Ansteuerspannungen für die Kautschukkuugel (Tabelle 6.7).

0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1,1	1,1	1	1	0	0
0	1	1,3	1,3	1,3	1,2	0	0
0	1,2	1,8	1,8	1,8	1,3	0	0
0	1,2	1,5	1,8	1,8	1,2	0	0
0	1	1	1,3	1,3	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0

Tabelle 6.7: Ansteuerspannungen der Aktoren nach Korrektur

Nach dieser Korrektur entstehen aus Tabelle 6.7 die gewünschten Auslenkungen der Aktoren sowie die tatsächlich eingestellten Auslenkungen (Abb. 6.47).

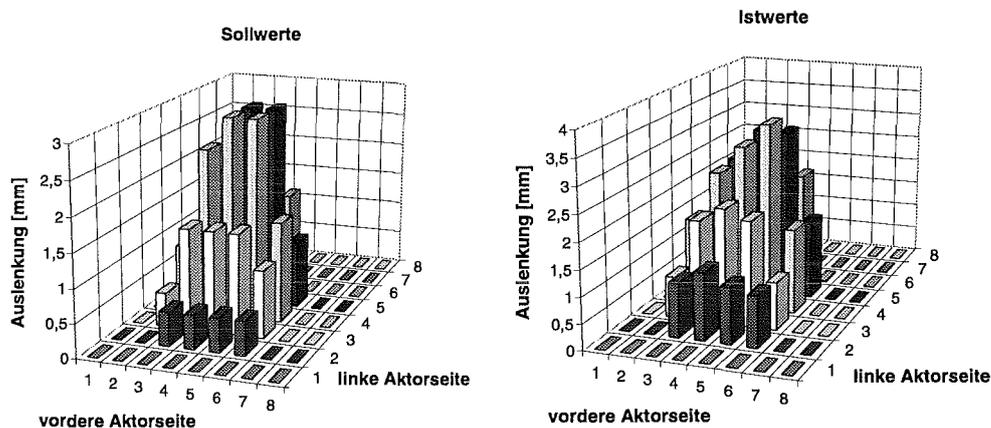


Abb. 6.47: Aktorsollwerte nach Bearbeitung und Vergleich mit der Korrekturmatrix

Die Kugelform kann durch die Stifte dargestellt und abgetastet werden. Die Form sowie die Lage der Erhebung konnte eindeutig erkannt werden. Die abfallenden Flanken der Sensordarstellung werden ebenfalls durch die Aktoren dargestellt. Insgesamt sind Kugelformen durch die Aktormatrix besser darzustellen als z.B. scharfe Kanten, deren Abstufung über mehrere Auslenkungsstufen geht. Grundsätzlich ist die Beeinflussung eines Stiftes mit kleiner Auslenkung durch einen benachbarten Stift mit großer Auslenkung am größten. Eine weitere Darstellung aus den tierexperimentellen Ergebnissen (Kapitel 6.4) wird im Anhang (Kapitel 11.4) dargestellt.

Sensorsignale der Sensormatrix können somit durch die Aktormatrix taktil-haptisch dargestellt werden. Die meist kugelförmigen Verhärtungen begünstigen eine Darstellung durch die Aktoren. Die Aktoren zeigen eine genügend große Kraftentfaltung, um dem Druck des Zeigefingers standzuhalten. Der Finger kann beim Abtasten eine Kraft von bis zu 3 Newton entwickeln.

7. Diskussion

In diesem Kapitel werden die gemessenen Ergebnisse aus dem Labor mit den berechneten Ergebnissen verglichen und bewertet. Die Ergebnisse aus der Praxis werden an dieser Stelle ebenfalls beurteilt.

7.1. Sensorik

Die Kennlinien des eingespannten Einzelsensors werden zuerst mit der analytischen Berechnung verglichen. Es folgt der Vergleich zwischen den Kennlinien der Einzelsensoren aus der Sensormatrix und der FE-Analyse. Abschließend werden die Kennlinien des komplett eingespannten Einzelsensors mit den Kennlinien der teilweise eingespannten Einzelsensoren der Sensormatrix verglichen.

7.1.1. Vergleich Einzelsensor mit der analytischen Berechnung

In Abb. 7.1 ist die Kennlinie eines komplett eingespannten Einzelsensors sowie die Kennlinie der Berechnung aus Kapitel 6.1.1 dargestellt. In Abb. 7.1 ist der Mittelwert und die Standardabweichung der Meßwerte sowie die analytisch berechnete Flächenabnahme dargestellt. Die Fehlerabschätzung zeigt, daß wie in Kapitel 6.2 bereits erwähnt, die größte Streuung der Meßwerte im Kraftbereich von 0 N bis 0,2 N liegt. Dieser Kraftbereich wird benötigt, um nach jeder Entlastung den Ausgangszustand wieder herzustellen. D. h. der Siliconhohlzylinder muß auf das plane Ende der Lichtwellenleiter gedrückt werden. Die Sensorfläche besitzt an dieser Stelle bereits einen Wert $< 100\%$. Danach kann eine reproduzierbare Messung erfolgen.

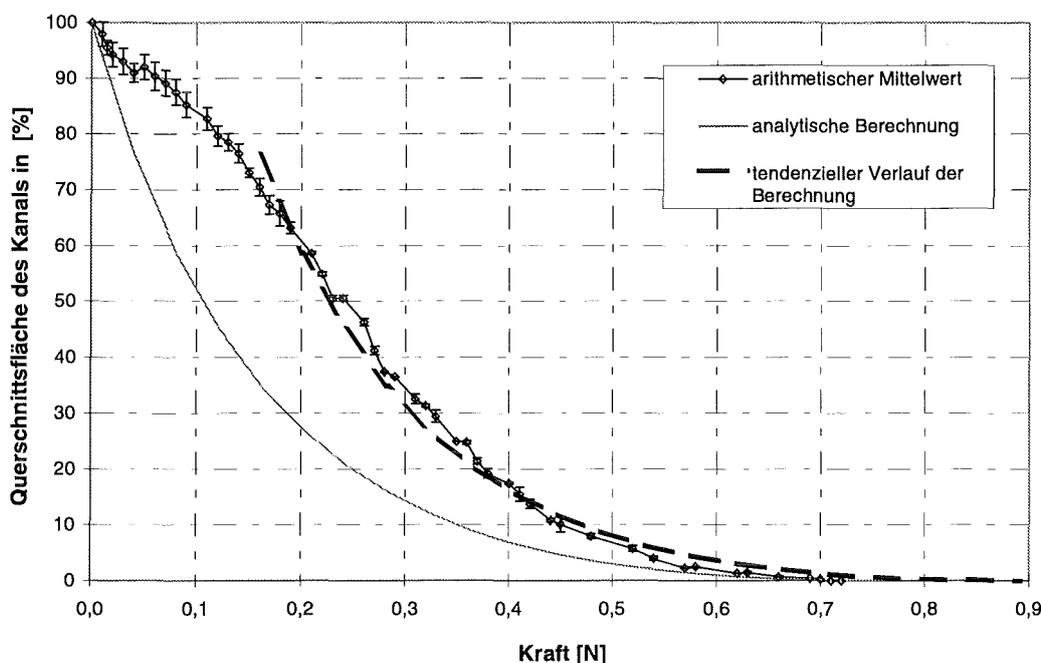


Abb. 7.1: Vergleich der Meßwerte des komplett eingespannten Einzelsensors mit der theoretischen Berechnung

Die Meßgenauigkeit der Kraftmeßdose wird mit $\pm 0,1\%$ vom Endwert (50 N) angegeben. Damit liegt eine Genauigkeit von $\pm 0,05\text{ N}$ vor. Es kann also im gesamten Kraftbereich nicht ohne Meßfehler gemessen werden, bzw. der Meßfehler kann zu Beginn so groß wie der Meßwert selbst sein. Alle Messungen zeigen jedoch bei 0,8 N eine praktisch völlige Schließung der Innenfläche. Dies entspricht auch den berechneten Werten.

Die Abweichung der theoretischen Kennlinie von den experimentellen Kennlinien kann dadurch erklärt werden, daß die theoretische Berechnung ohne Reibung erfolgte. Es wurde dabei von einem idealen Verhalten des Kautschuks ausgegangen. Die Anfangsbedingungen können in der Berechnung nicht berücksichtigt werden. Dies bedeutet nun, daß in einem Bereich nach den anfänglichen Streuungen der Meßwerte eine teilweise Übereinstimmung der berechneten Kurve mit den gemessenen Kennlinien vorliegen muß. Damit kann die Berechnung und das Verhalten des Siliconzylinders dem Trend nach bestätigt werden. In Abb. 7.1 zeigt die gestrichelte Kennlinie eine Rechtsverschiebung von der berechneten Kennlinie und damit eine Anpassung an die gemessenen Kurven. Der Kennlinienverlauf der Meßkurven ab 0,2 N entspricht dann tendenziell dem Verlauf dieser nach rechts verschobenen berechneten Kennlinie. Der Meßwert bei der Kraft von 0,26 N beträgt ca. 47 %, hingegen der berechnete Werte nur noch 18 % der Ausgangsfläche beträgt. Die Differenz beträgt also 29 %. Nach der Korrektur durch die Rechtsverschiebung der berechneten Kennlinie beträgt die Differenz nur noch 7 %.

Das Verhalten des eingespannten Einzelsensors bei Druckbelastung in axialer Richtung entspricht, nach Transformation der Berechnung, abschnittsweise dem berechneten Verhalten. Aussagen über absolute Kräfte können jedoch erst oberhalb einer Kraft von 0,2 N getroffen werden.

7.1.2. Vergleich der FE-Analysen der zwei Modelle

In Abb. 6.6 ist im Kraftbereich zwischen 0,07 N und 0,13 N eine geringe Abweichung der Kennlinien voneinander zu erkennen. Die Kennlinie des teilweise eingespannten Siliconhohlzylinders verläuft in diesem Bereich etwas flacher. Das bedeutet, daß die Querschnittsreduzierung an dieser Stelle geringer ist. Dies resultiert aus der zusätzlichen Ausbeulung des Materials oberhalb der Einspannung (Abb. 6.5). Diese Ausbeulung wird langsam in die Messingfassung gedrückt. Anschließend verhält sich der Kautschuk analog zum komplett eingespannten Kautschuk.

Die Reibung des Silicons an den Wänden der Zylindereinfassung kann durch die FE-Analyse nicht erfaßt werden. Deshalb erfolgt in der Rechnung nach der Ausbeulung des überstehenden Zylinderanteils dessen völlige Verschiebung in seine Fassung. Dies kann in der Realität jedoch nicht beobachtet werden. Hier erfolgt nur eine teilweise Verschiebung des Silicons in seine Fassung. Der überstehende Kautschukteil ist für die Krafteinleitung in den jeweiligen Zylinder erforderlich. Es muß keine externe Ankopplung für die Krafteinleitung geschaffen werden. Diese wäre bei einem komplett eingespannten Sensor jedoch erforderlich.

Ein völliger Verschuß der Innenfläche ist mit der FE-Analyse aufgrund der hyperelastischen Materialdaten nicht möglich. Die Berechnungen wurden daher bei ein Kraft von 0,6 N abgebrochen.

7.1.3. Vergleich Sensormatrix und FE-Analyse

Es soll nun ein Vergleich zwischen den Meßwerten der Sensormatrix und der FE-Analyse des teilweise eingespannten Sensors erfolgen. Der Siliconhohlzylinder des Einzelsensors der Sensormatrix steht um 0,5 mm über den Rand der Einspannung hinaus. Der Kraftbereich ist in die Teilbereiche I 0 N bis 0,05 N, II 0,05 N bis 0,2 N, und III. 0,2 N bis 0,5 N aufgeteilt.

In Teilbereich I ist die Reibung des Silicons an der Führungsinnenwand so gering, daß der überstehende Teil des Siliconhohlzylinders mühelos in seine Fassung gedrückt wird. Die Abweichung zur FE-Kennlinie zu den Meßwerten ist mit der zusätzlichen Siliconölschmierung zu erklären. Sie sorgt für eine zusätzliche Reduzierung der in diesem Bereich auftretende Reibung. Die Kennlinie der Meßwerte verläuft deshalb unterhalb der berechneten FE-Kennlinie. Bei zunehmender Kraft steigt die Reibung an (Teilbereich II). Die Flächenänderung setzt sich nun zusammen aus der Verschiebung des Kautschuks in seine Fassung und der Ausbeulung des restlichen, überstehenden Siliconanteils. Der Beginn dieser Überlagerung aus Verschiebung des Materials in seine Fassung und Ausbeulung des restlichen freien Anteils ist durch den un stetigen Verlauf der Meßkurve und der FE-Kennlinie im Bereich 0,05 N bis 0,1 N zu erkennen. Die Flächenänderung in Zusammenhang mit der Ausbeulung ist dabei geringer als die Reduzierung der Fläche des eingespannten Anteils. Die Summe aus beiden ergibt einen flacheren Kennlinienverlauf. Im Teilbereich III ist die Verschiebung des Silicons in seine Fassung nicht mehr möglich und die Flächenreduzierung beschränkt sich auf die Ausbeulung des restlich überstehenden Siliconanteils. Dieser ist im Vergleich zum eingespannten Anteil geringer. Der Kennlinienverlauf ist damit noch flacher als in Teilbereich II. Bei 0,48 N stoßen die Ausbeulungen gegenseitig aneinander und dies wirkt sich wie eine feste Einspannung aus. Die Flächenreduzierung erfolgt deshalb ab dieser Stelle wieder steiler.

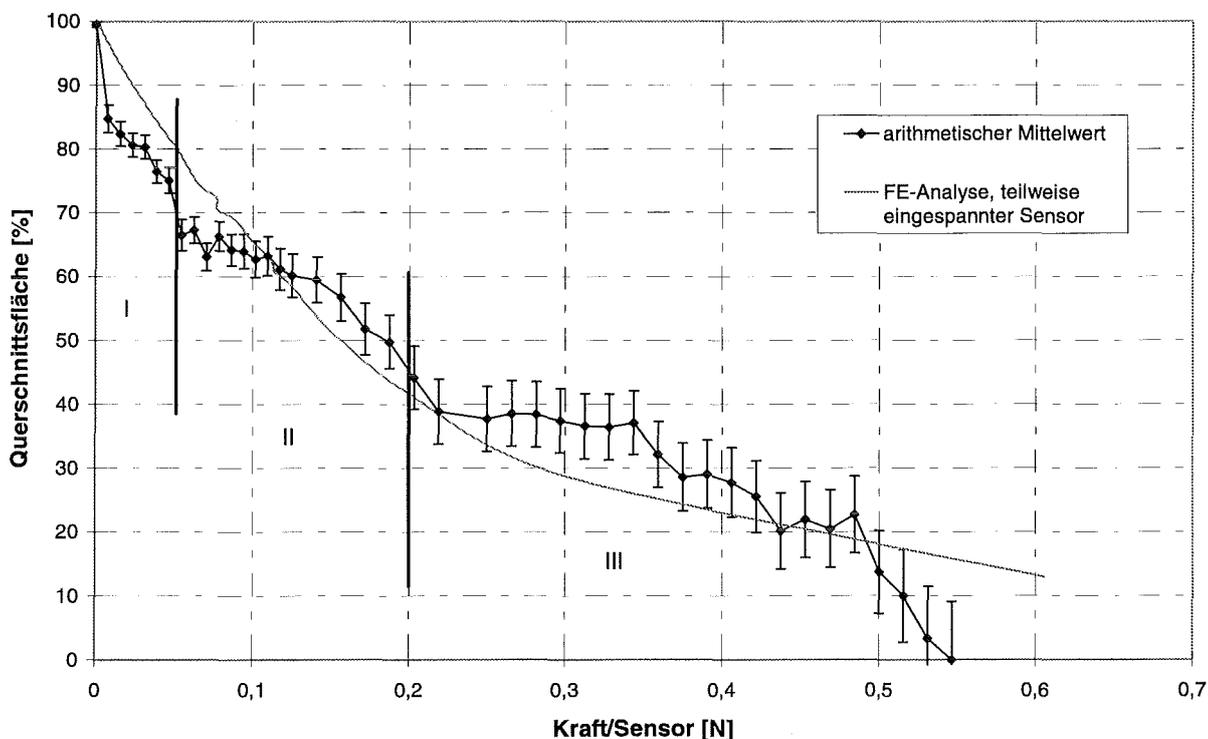


Abb. 7.2: Vergleich der Meßwerte der Sensormatrix mit der Berechnung und der FE-Analyse

Die Funktion des Sensors beruht also auf zwei Ursachen und deren Überlagerung. Die Standardabweichung des Meßwertes nimmt mit zunehmender Kraft zu, d. h. bei kleinen Kräften ist der Meßfehler gering.

Eine Verschiebung der berechneten FE-Analyse nach rechts ist in dieser Anordnung nicht nötig, da die einzelnen Zylinder bei Entlastung nicht aus der Einspannung gezogen werden. Es entsteht also keine Kraft, die versucht den Zylinder von der Oberfläche der Lichtwellenleiter zu lösen. Die Leuchtfolie liegt ohne festen Kontakt auf den einzelnen Hohlzylindern.

Die Spannungs-Dehnungskennlinie, aus denen sich ABAQUS mittels eines Least-Squares-Fits die Materialdaten bestimmt, wurde für einen Vollzylinder durch einen Druckversuch ermittelt. Diese Kennlinie zeigt einen starken Anstieg bei Dehnungen über 60 % und dies verursacht die hohen axialen Kräfte. Das vollständige Schließen des Hohlzylinders erfolgt nach der FE-Analyse erst bei axialen Kräften $K_{\max} \geq 10 \text{ N}$. Da das Verhalten von hyperelastischem Material sehr von den Randbedingungen beeinflusst wird, dienen diese Rechnungen eines einzelnen Sensors zur Abstimmung der richtigen Materialdaten.

Das Verformungsverhalten des Sensors, vollständig eingespannt oder bis auf einen schmalen Rand geführt (teilweise eingespannt), wird von der FE-Analyse wiedergegeben.

7.1.4. Vergleich zwischen Einzelsensor und Sensorelement der Sensormatrix

Die Kennlinien der arithmetischen Mittelwerte eines eingespannten Einzelsensors sowie die eines Einzelsensors aus der Sensormatrix sind in Abb. 7.3 dargestellt.

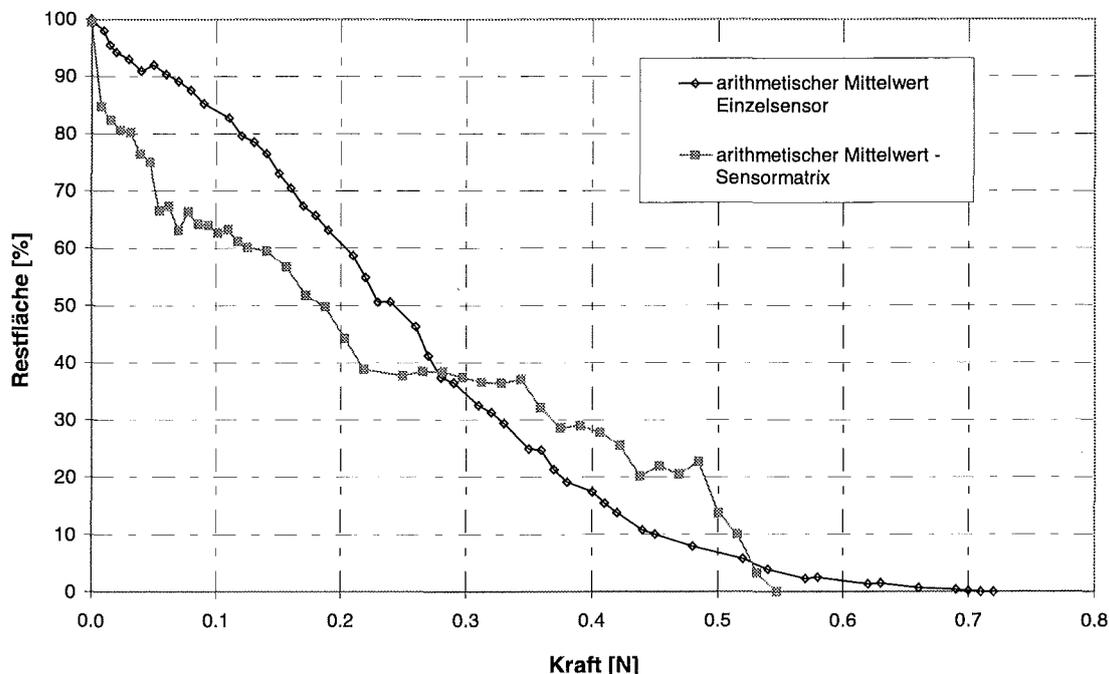


Abb. 7.3: Vergleich der Kennlinien: komplett eingespannter Einzelsensor mit Sensormatrix

Die Kennlinien zeigen bei Druckbelastungen bis 0,25 N nahezu die gleiche Steigung und somit nahezu die gleiche Empfindlichkeit. Ab einer Kraft von 0,26 N ändert sich der Kennlinienverlauf

des teilweise eingespannten Sensorelements der Sensormatrix. Dies liegt daran, daß ein Verschieben von Siliconmaterial in die Führung nicht mehr erfolgt und nur noch die seitliche Ausbeulung oberhalb der Einfassung zur Reduzierung der Fläche beiträgt. Zur Krafteinkopplung in den Sensor ist ein teilweise überstehender Aufbau notwendig, jedoch zeigt die Kennlinie des komplett eingespannten Sensors in Abb. 7.3 einen größeren linearen Meßbereich. Die Krafteinkopplung ist jedoch in einer Matrix bei diesem Aufbau nicht möglich.

7.1.5. Tierexperimentelle Ergebnisse

Die tierexperimentellen Ergebnisse haben gezeigt, daß eine Unterscheidung zwischen Hohlorganen ohne Verhärtungen und Hohlorganen mit Verhärtungen getroffen werden kann. Auch die Lymphknoten im Beckenbereich können mit Hilfe der Sensoren in der Zange lokalisiert werden. Erkennungsmerkmal solcher Hohlorgane ist die härtere Randstruktur dieser Organe wenn sie zusammengedrückt werden. Zwischen den harten Randstrukturen zeigt sich auf der grafischen Ausgabe eine Vertiefung (z. B. Abb. 6.15). Ist eine solche Vertiefung nicht vorhanden, handelt es sich um eine Verhärtung in diesem Organ. Verhärtungen selbst können aufgrund der Leuchtfolie meist nur in kreisrunder Form erkannt werden. Dies kann durch die Dämpfung der Leuchtfolie erklärt werden. Das tatsächliche E-Modul der Leuchtfolie konnte im Rahmen dieser Arbeit nicht bestimmt werden und eine Abschätzung des Dämpfungsverhaltens war nicht möglich. Durch Herausstanzen von unnötigen Abschnitten in der Leuchtfolie wurde ihre Flexibilität erhöht (Abb. 4.6). Die Dämpfung konnte somit reduziert werden. Für die an den Sensor gestellten Anforderungen ist die Dämpfung der Leuchtfolie jedoch nicht von Bedeutung. Eine absolute Aussage über die auftretenden Greifkräfte kann mit Hilfe der Kraftbegrenzung im Zangengriff erfolgen. Sie ist jedoch für die Erkennung von Verhärtungen nicht von Nöten. Hierfür ist nur die Messung der Druckdifferenzen zwischen zwei benachbarten Sensorelementen notwendig. Die Kraftbegrenzung im Zangengriff dient letztendlich nur dazu, eine Beschädigung des Gewebes durch zu hohe Greifkräfte zu vermeiden. Tatsächlich wurde während der ganzen Tierversuche der Ureter durch das Greifen mit der Zange nicht beschädigt. Dies hat insofern überrascht, da der Ureter ein sehr empfindliches Organ bezüglich mechanischer Manipulation ist. Die große Greiffläche mit einer geringen Riffelung war hierbei sicher vorteilhaft.

7.2. Aktorik

Die Interpretation der Ergebnisse aus den Versuchen mit Aktoren aus dem Werkstoff NiTiCu zeigen, daß die Dimensionierung von NiTiCu-Federn mit konditioniertem Einwegeffekt und elastischer Gegenfeder durch die Federgleichungen nach DIN2089 erfolgen kann. Bleibt man bei der Dimensionierung der Aktoren unterhalb der vom Hersteller angegebenen Grenzwerte, oder aber nur geringfügig darüber, kann eine Lebensdauer von $>10^5$ Zyklen erwartet werden. Werden die Aktoren nach der in Kapitel 4.2.2 erfolgten Berechnung dimensioniert, liegen ihre maximalen Stellwege alle über den geforderten 3 mm.

7.2.1. Einstellen des Zweiwegeffektes bei NiTiCu-Federn

Ein Zweiwegeffekt konnte im Rahmen dieser Arbeit nicht reproduzierbar eingestellt werden. Die durch die äußere Spannung erzeugten Versetzungen sind temperaturempfindlich. Sie haben das

Bestreben bei höheren Temperaturen auszuheilen. Dies bedeutet, daß während des Einbringens neuer Versetzungen durch das Durchlaufen eines weiteren Zyklus' ein Teil des bereits erzielten Effekts zunichte gemacht wird. Dieses Phänomen kann dafür verantwortlich sein, daß sich die Versuchsergebnisse nicht reproduzieren ließen. Eine weitere Ursache ist im Versuchsaufbau zu finden. Um die Reibung zwischen Führungsstab und der Gewichte möglichst gering zu halten, wurde die Führungsbohrung der Last um 0,1 mm größer gewählt als der Durchmesser des Stiftes. Dadurch war es möglich, daß sich die Last etwas kippen konnte und nicht exakt senkrecht auf die Feder einwirkte. Es entstand eine inhomogene Spannungsverteilung. Der Zweivegeeffekt wurde daher nicht weiter verfolgt.

7.2.2. Pulsstrommodulation

Die Kombination aus FGL-Feder und elastischer Gegenfeder liefert bei joulescher Stromheizung eine quasilineare Auslenkungskennlinie in Abhängigkeit der zugeführten Leistung. Für lange Standzeiten der Auslenkung und für eine schnelle Rückstellung der Aktoren ist eine zusätzliche Kühlung erforderlich. Diese erschwert jedoch die schnelle Positionierung in eine bestimmte vorgegebene Auslenkung. Die benötigte Leistung ist bei zusätzlicher Kühlung ebenfalls erhöht. Zur Lösung dieses Problems wurde die in Kapitel 6.10 beschriebene Pulsstrommodulation entwickelt. Der Aktor wird hierbei ohne jegliche Kühlung in seine gewünschte Auslenkung gebracht und anschließend wird durch abwechselndes Heizen und Kühlen für die gleichbleibende Position des Aktors gesorgt. Durch das beginnende Heizen ohne Kühlung können schnelle Setzzeiten (< 10 Sekunden) und lange Standzeiten (> 60 Sekunden) gewährleistet werden. Da alle Muster zuerst ohne Kühlung angesteuert werden, ist ebenfalls eine geringere Leistung erforderlich (maximal 1 Watt/Aktor).

7.2.3. Verhalten der Aktoren im Verbund

Die Ergebnisse der Einzelaktoren können auf den Verbund von Aktoren nicht uneingeschränkt übertragen werden. Die Auslenkung der Aktoren ist abhängig von der Temperatur. Die gegenseitige Beeinflussung der Aktoren untereinander ist in der Matrix am größten. Die Unterschiede in den maximalen Stellwegen sowie den Kennlinien können durch die in Kapitel 4.2.6 erklärte KorrekturmatriX ausgeglichen werden. Hierbei werden die Endauslenkungen aller Aktoren in der KorrekturmatriX abgespeichert und bei der Ansteuerung der Aktoren berücksichtigt. Die thermische Beeinflussung der Aktoren untereinander kann in dieser KorrekturmatriX festgelegt werden. Durch den Einsatz der Pulsstrommodulation kann eine Leistungsreduzierung erfolgen und die Aktoren können trotzdem weitgehend innerhalb der geforderten Toleranz bzgl. ihrer Auslenkung positioniert werden. Die dargestellten Beispiele der Druckdaten des Sensors haben gezeigt, daß die vom Aktor entfaltete Kraft dem Gegendruck des Fingers während dem Abtasten standhält. Durch die Bearbeitung der Sensorwerte und der entwickelten KorrekturmatriX wird das Setzen von mehreren benachbarten Aktoren in die gleiche Auslenkungsstufe vermieden (z.B. eine erhöhte Fläche aus Stiften). Das bedeutet, daß eine erhöhte Fläche aus Stiften durch die Filterung mit der KorrekturmatriX nicht dargestellt wird. Dies ist insofern erforderlich, da diese erhöhte Fläche keine Information enthält. Zusätzlich kann durch diesen Filter die Zyklenzahl der Aktoren reduziert werden und die Lebensdauer erhöht sich. Verhärtungen werden somit immer nur durch einen Teil der Aktoren dargestellt.

Abschließend kann gesagt werden, daß die gemessenen Druckverteilungen aus den tierexperimentellen Versuchen durch die Aktoren dargestellt und fühlbar gemacht werden können. Es bestehen jedoch Abweichungen zwischen dem geforderten Aktorsollwerten und den tatsächlich eingestellten Aktoristwerten. Diese lassen sich aufgrund der gegenseitigen thermischen Beeinflussung der Aktoren nicht vermeiden. Grundsätzlich kann die Verhärtung zwar erkannt werden, jedoch muß für eine absolute Aussage über z. B. die exakte Verteilung der Druckkraft, die grafische Darstellung zu Hilfe genommen werden.

8. Zusammenfassung

Die Integration von miniaturisierten Sensor- und Aktorsystemen in endoskopische Instrumente für den Einsatz in der minimal invasiven Chirurgie eröffnet neue Möglichkeiten der feinfühlig Interaktion zwischen Gewebe und Chirurg. Als Ergebnis dieser Arbeit wurde es erstmals ermöglicht, flächenhafte Druckverteilungen von Gewebe beim Fassen mit einer endoskopischen Faßzange grafisch und taktil-haptisch darzustellen.

Das entwickelte Sensorsystem basiert auf den physiologischen Grundlagen des Tastsinns und beinhaltet 8 x 8 Druckpunkte auf einer Fläche von 0,64 cm². Die sensitive Einheit jedes einzelnen Sensors besteht aus einem teilweise eingespannten Siliconhohlzylinder, welcher von der Stirnseite aus durch Licht einer flexiblen Leuchtfolie beleuchtet wird. Am anderen Ende der Bohrung befindet sich ein angekoppelter Lichtwellenleiter, der auf der lichtsensitiven Fläche eines CCD-Chips endet. Insgesamt münden 64 Lichtwellenleiter auf der lichtempfindlichen Fläche des CCD-Chips. Wird nun auf die flexible Leuchtfolie eine Kraft ausgeübt, verengt sich, in Abhängigkeit der aufgebrachten Kraft, die Bohrung im Siliconhohlzylinder und die in die Lichtwellenleiter eingestrahlte Strahlungsleistung reduziert sich. Diese Strahlungsleistung wird nun vom CCD-Chip gemessen und ausgewertet. Dabei unterliegt die Auswertung des CCD-Chips nicht der sonst üblichen CCIR-Norm, sondern es wurde ein eigenes, für diese besondere Anwendung geeignetes, Ausleseverfahren entwickelt. Die Signale zur Ansteuerung des CCD-Chips werden von einem Mikrokontroller und einem FPGA erzeugt. Die Zeilen des CCD-Chips werden jetzt einzeln ausgelesen und anschließend elektronisch verarbeitet. Dadurch entsteht eine Matrix aus 8 x 8 Clustern. Jedes Cluster gibt die Intensität des eingestrahlten Lichtstroms eines Lichtwellenleiters wieder. Es können auf einer einzigen lichtempfindlichen Fläche, durch entsprechende elektronische Aufbereitung, 64 Signale erzeugt werden.

Weiterhin wurde im Rahmen dieser Arbeit eine universell einsetzbare grafische Ausgabeeinheit entwickelt. Hiermit ist es möglich, eine beliebige Anzahl von Meßsignalen über die serielle Schnittstelle eines PCs zu erfassen und in einer 3D-Gitterstruktur darzustellen (Druckgebirge). Die Grundform des Gitters ist dabei derzeit noch quadratisch. Die gewünschte Skalierung sowie der Betrachtungswinkel sind frei wählbar. Zudem ist eine Dokumentation der jeweiligen Druckverteilung sowie das Abspeichern möglich. Ein zweites Programm erlaubt die nachträgliche Betrachtung und Ergänzung. Die Software wurde in ein kommerziell erhältliches Visualisierungsprogramm integriert.

Als **wesentliche Neuerungen** gegenüber den bisher bekannten Sensorsystemen weist das Sensorsystem dieser Arbeit folgende **charakteristische Eigenschaften** auf:

- Parallelschließende Faßzange mit Kraftbegrenzung, um Beschädigungen an Gewebe durch zu hohe Greifkräfte zu vermeiden.
- Neu konzipierter Sensor mit 8 x 8 Druckpunkten in einer quadratischen Anordnung auf einer Fläche von 0,64 cm².

- Ein Gleichungsansatz zur analytischen Berechnung eines Einzelsensors wurde hergeleitet. Die analytische Berechnung des Sensorverhaltens unter Druckbelastung wurde experimentell (Teststand) und simulatorisch (FE-Modell) bestätigt.
- Ansprechschwelle jedes einzelnen Sensors in der Sensormatrix von $> 0,05$ N.
- Modularer Aufbau des Einzelsensors erlaubt schnelles Wechseln der sensitiven Einheit.
- Störsicherheit des Sensors gegenüber elektromagnetischen Feldern.
- Preiswerte schnelle elektronische Auswerteeinheit zur Messung von Lichtintensitäten auf der lichtempfindlichen Fläche eines herkömmlichen CCD-Chips.
- Dreidimensionale Darstellung von Druckverteilungen in Form eines Druckgebirges mit der Möglichkeit der Sicherung und Dokumentation der signifikanten Druckdaten. Allgemein können Druckverteilungen beliebiger Anzahl von Druckpunkten in einer 3D-Darstellung sichtbar gemacht werden.
- Nachträgliche Off-Line-Betrachtung der gemessenen Druckverteilungen unter verschiedenen Blickwinkeln.

Vor Entwicklung des **Aktorsystems** wurde ein Taststand zur Messung der Anforderungen an taktil-haptische Displays bei der Darstellung von dreidimensionalen Druckverteilungen aufgebaut. Hierbei handelte es sich um eine Stiftenanordnung mit 144 Stiften, die in einer Matrix angeordnet sind. Diese Matrix ist auf einem vertikal beweglichen Tisch montiert und kann mit definierter Geschwindigkeit auf verschiedene Tastobjekte abgesenkt werden. Durch die ausgelenkten Stifte entsteht ein Abbild des darunterliegenden Objektes, vergleichbar mit einem Nagelbrett. Es wurden ausführliche Versuchsreihen mit blinden und sehenden Testpersonen durchgeführt. Die Probanden mußten unterschiedliche Objekte beschreiben und in ihrer Form erkennen. Dies führte zu einem Anforderungskatalog für analog positionierbare Aktoren. Diese linear positionierbaren Aktoren müssen im wesentlichen einen maximalen Stellweg von 3 mm sowie dessen Unterteilung in 7 unterscheidbare Stufen von je 0,5 mm haben.

Als Resultat dieser Voruntersuchungen wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Aktorarray für die taktil-haptische Darstellung von Druckverteilungen aufgebaut. Das aufgebaute Aktorarray besteht aus 8×8 Aktoren mit einem Mittenabstand von 2,5 mm. Dies ergibt eine aktive Fläche von $17,5 \times 17,5$ mm² und entspricht in etwa der Fingerkuppengröße (Tastbereich) des menschlichen Zeigefingers. Jeder Druckpunkt der Sensorfläche entspricht einem Aktor und die Größe der Druckkraft wird einer Auslenkung des jeweiligen Aktors zugeordnet. Die Aktoren sind aus Formgedächtnislegierung mit einem eingepprägten Einwegeffekt und einer externen Rückstellkraft in Form einer Stahlgegenfeder aufgebaut. Es werden erstmalig bei einer martensitischen Phasenumwandlung die Zwischenstufen der Phasenumwandlung ausgenutzt. Aus der Literatur sind keine vergleichbaren Stiftsetzmechanismen bekannt. Die auf diese Weise dimensionierten Aktoren besitzen einen Außendurchmesser von 1,6 mm und eine Länge von

25 mm. Sie erreichen Stellwege von bis zu 3,5 mm bei einer Kraftentfaltung von 2,5 N. Die Aktoren werden über eine Erwärmung (elektrischen Strom) ausgelenkt. Zur schnellen Rückstellung der Aktoren (Abkühlung) sind seitlich zwei und unterhalb ein Ventilator angebracht. Es muß in Abhängigkeit der zusätzlichen Kühlung für jeden Aktor ein Strom von bis zu 1,5 A bereitgestellt werden. Die Ansteuerung der Aktoren erfolgt durch die im ersten Teil der Zusammenfassung beschriebenen Sensorsignale. Dabei werden die Kennlinien aller Aktoren in einer KorrekturmatriX abgelegt. Mit Hilfe dieser KorrekturmatriX können unterschiedliche Auslenkungsverhalten der Aktoren (z.B. durch Toleranzen im Zusammenbau entstanden) ausgeglichen werden, so daß alle Aktoren die geforderten Stellwege und Zwischenstufen einhalten. Jeder Aktor kann innerhalb 10 Sekunden in seine Position gebracht werden. Durch zusätzliche zugeführte Kühlung kann ein Zurücksetzen der Aktoren innerhalb von 10-15 Sekunden (je nach Stellweg) erreicht werden. Mit herkömmlicher Gleichstromansteuerung konnten jedoch nur Standzeiten der Muster von <30 Sekunden erreicht werden. Durch eine neu entwickelte Pulsstromansteuerung der Aktoren können jetzt Haltezeiten der Muster >60 Sekunden gewährleistet werden.

Als **wesentliche Neuerungen** gegenüber den bisher bekannten Aktorsystemen weist das Aktorsystem dieser Arbeit folgende **charakteristische Eigenschaften** auf:

- **Linear positionierbare** Aktoren mit einer Positioniergenauigkeit von $\pm 0,1$ mm bei einer maximalen Auslenkung von bis zu 3,5 mm.
- Schraubendruckfedern aus dem Werkstoff NiTiCu können nach DIN2089 dimensioniert werden. Durch eine lineare Rückstellkraft kann der entstehende Aktor linear beliebig positioniert werden.
- Jede Steuerspannung bzw. jeder Steuerstrom eines Aktors kann einer entsprechenden Umwandlungsphase zugeordnet werden. Diese Umwandlungsphase kann wiederum einer definierten Auslenkung zugeordnet werden.
- Unterschiede in den Kennlinien, die z. B. durch Toleranzen beim Zusammenbau der Aktoren entstehen, können durch Veränderung der Ansteuerparameter ausgeglichen werden. Alle Aktoren können nach dieser Korrektur innerhalb der geforderten Toleranz positioniert werden.
- Herstellung von 64 nahezu gleichen Aktoren und Integration dieser Aktoren in eine Matrix mit den Abmessungen 17,5 x 17,5 mm².
- Durch die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Pulsstrommodulation für die Ansteuerung der Aktoren können beliebige Muster gesetzt und über einen Zeitraum von 60 Sekunden gehalten werden. Die gegenseitige thermische Beeinflussung der Aktoren im Verbund kann damit weitgehend vermieden werden.

9. Ausblick

Mit der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Sensoren zwischen den Maulteilen der endoskopischen Greifzange ist dem Chirurgen ein brauchbares Instrument zur Palpation bei minimal invasiven Operationen zur Verfügung gestellt worden. Für nachfolgenden Arbeiten werden folgende Verbesserungen vorgeschlagen :

- Erhöhung der Anzahl der Druckpunkte auf 16 x 16 Einzelpunkte bei gleicher Grundfläche. Diese Miniaturisierung erfordert den Einsatz von Mikrostrukturtechnik.
- Integration des Sensors in eine scherenartige Greifzange mit großen Maulteilen (Dies wird von Chirurgen häufig gewünscht, damit eine Umgewöhnung vermieden wird). Dadurch ist die Palpation von großflächigen inneren Organen möglich. Die inhomogene Kraftentfaltung zwischen den Maulteilen muß berücksichtigt werden.
- Positionierung der sensitiven Einheit unmittelbar auf dem CCD-Chip direkt in den Maulteilen der Faßzange. Dadurch entsteht ein sehr kompakter modularer Sensor.
- Integration der sensitiven Druckeinheit in einen flexiblen Endeffektor mit 6 DOF. Dadurch ist der Einsatz des Sensor im MIC-Telemanipulator des Forschungszentrum Karlsruhe (FZK) möglich.
- Erzeugung einer Datenbank zur Speicherung der absoluten Härtegrade der unterschiedlichen Gewebe bzw. Organe. Diese Druckdaten können z.B. dem virtuellen endoskopischen Trainer (KISMET) im FZK zur Verfügung gestellt werden um eine realitätsnahe Simulation zu erhalten.

Die in dieser Arbeit hergestellten FGL-Aktoren haben gezeigt, daß lineare Positionierbarkeit reproduzierbar einstellbar ist. Durch die entwickelte Pulsstrommodulation zur Ansteuerung der Aktoren kann die thermische Beeinflussung der Aktoren untereinander weitgehend ausgeschlossen werden. Für nachfolgenden Arbeiten werden folgende Verbesserungen vorgeschlagen :

- Integration der Aktormatrix in den Zangengriff der taktilen Zange.
- Direkte Ansteuerung der Aktoren durch einen Mikrokontroller erlaubt eine schnelle Regelung der Aktoren.
- Integration der Aktormatrix in ein geschlossenes Druckluftsystem. Durch Variation der Strömungsgeschwindigkeiten innerhalb dieses Systems können definierte Setzzeiten eingestellt werden. Es ist damit eine gezielte Wärmeabfuhr möglich und die Abkühlzeit der Aktoren kann beschleunigt werden.
- Einsatz einer aktiven FGL-Gegenfeder. Bei einem thermisch getrennt vorliegenden System können beide FGL-Federn im Wechsel geheizt bzw. gekühlt werden. Damit

wäre eine größere Kraftentfaltung und ein größerer Arbeitshub möglich. Die Rückstellzeiten der Aktoren entsprechen dann den Setzzeiten.

- Erhöhung der Punktezahl der Aktoren auf 16 x 16 Aktoren. Anpassung an die Forderung für die Sensorik. Dadurch ist auch der Einsatz als grafisches Display für blinde Rechnerbenutzer denkbar. Es könnten damit dreidimensionale Grafiken taktil-haptisch dargestellt werden.
- Integration in den MIC-Telemanipulator des FZK zur Rückführung taktil-haptischer Druckdaten während fernhantierten Operationen.
- Über die o. g. Regelung könnte das grafische Display zur Darstellung von Windows-Schaltymbolen Einsatz finden und als aktive Eingabeeinheit für blinde Rechnerbenutzer verwendet werden.
- Ständige Messung der Widerstandes. Dadurch können vom Finger ausgeübte Drücke auf die Tastmatrix als rückführende Information genutzt werden.

10. Literaturverzeichnis

- [ABAQUS96] Datenblatt:
ABAQUS USER MANUAL, Version 5.5, Hibbitt, Karlson & Sorensen, Inc, 1996
- [Ahlers90] Ahlers H., Waldmann J.: Mikroelektronische Sensoren, ISBN- 3-341-00514-5,
VEB-Verlag Technik Berlin, 1990
- [Bergamasco96] Bergamasco M.: <http://roy.sssup.it/corpo.html> - PERCeptual Robotics, Simultaneous
Presence, Telepresence and Virtual Presence, Via Carducci, 40, 56127 Pisa -
ITALY, 1996
- [Berholds85] Berholds A., Dändliker R.: High-resolution photoelastic pressure sensor using low-
birefringence fiber, Applied Optics, Vol. 25, No. 3, 1986
- [Besselink96/2] Besselink P.: Persönliche Mitteilung, Karlsruhe 1996
- [Besselink96] Besselink P.: Procedure for the calculation of the geometry of a resistance heated
NiTi-Actuator, Actuatur'96, 5th international Conference on new Actuators, p. 421-
424, Bremen, 1996,
- [Bliss/et al.70] Bliss C., Katcher M., Rogers C., Shepard R.: Optical-to-Tactile Image Conversion
for the Blind; in: IEEE Transaction on Man Machine Systems, Vol. MMS-11, No.1,
S. 58-65, March 1970
- [Bloodworth93] Bloodworth R.: Electrorheological Fluids based on Polyurethane Dispersions, 4th
International Conference on ER Fluids, Raleigh, USA, p.1-26, 1993
- [Brümmer87] Brümmer H.: Untersuchung von elektrotaktilen Schrift- und Bildtastverfahren für
Blinde; Fortschrittsberichte VDI Reihe 10 Nr.72, VDI-Verlag, Düsseldorf, 1987
- [Bueß90] Bueß G.: Endoskopie, von der Diagnostik bis zur neuen Chirurgie,
Deutscher Ärzte Verlag GmbH, Köln 1990
- [Burdea92] Burdea G., Zhuang J., Roskos E., Silver D., Langrana N.: A Portable Dextrous
Master with Force Feedback, Presence Teleoperators and Virtual Environments,
Vol. 1, No. 1, pp. 18-27, March 1992
- [Burdea94] Burdea G., Coiffet P.: Virtual Reality Technology, John Wiley & Sons, Inc., 605
Third Avenue New York, 1994
- [Burdea96] Burdea G.: Force & Touch Feedback for Virtual Reality, John Wiley & Sons,
New York, ISBN 0-471-02141-5 (Cloth) July 1996.
- [DASA95] Hechtenberg K., Bosch D., Hermeking H.: Vorrichtung zur Nachbildung oder
Simulation des Tastsinns in einem chirurgischen Instrument, Offenlegungsschrift
DE 4332580 A1, Deutsche Aerospace AG, München, 1995

- [DIN2089] Zylindrische Schraubendruckfedern aus runden Drähten und Stäben, Berechnung und Konstruktion, Ausschuß Federn im DIN; Beuth Verlag GmbH, Berlin, 1984
- [Drumm95] Drumm P.: Aktoren zur Darstellung taktiler Wahrnehmung für die minimal invasive Chirurgie, Diplomarbeit, Universität Karlsruhe, Institut für Technologie der Elektrotechnik, 1995
- [DTV88] Silbernagel S., Despopoulos A.: Taschenatlas der Physiologie, 3. überarbeitete Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York 1988
- [Duden95] Drosdowski G.: Duden, Wörterbuch der deutschen Sprache in 8 Bänden, Brockhaus AG Mannheim, 2. Auflage 1995
- [Dyson93] Dyson C.S., et al.: Object imaging with a piezoelectric robotic tactile sensor, IEEE 1993 National Aerospace and Electronics Conference, NY, USA; IEEE 1993, p.41-47, vol.1, 1993
- [Englert93] Englert M.: unveröffentlichter Bericht, FZK/HIT-PB, April 1993
- [Escher93] Escer K.: Die Zweiweg-Formgedächtniseffekte zur Herstellung von Greifelementen, VDI-Fortschrittsberichte, Reihe 5, Nr. 298, VDI-Verlag, 1993
- [Fearing90] Fearing R.: Tactile sensing mechanisms, International Journal of robotics research, 9(3): 3-23, June 1990
- [Fischer94] Fischer H., Wolf R., Dautzenberg P.: Interner Bericht, Forschungszentrum Karlsruhe, HIT, 1994
- [Fischer95] Fischer H., Wolf R., Gamer L.: Taktiles optoelektronischer Drucksensor, Patentschrift DE 195 27 957 C1, Forschungszentrum Karlsruhe, 1995
- [Fischer96] Fischer H., Weiler H., Trapp A.: Touch Experiments with a Tactile Haptical Display, <http://hbksun17.fzk.de:8080/hitwww/mitarb/Fischer/touch.html>, unveröffentlichter Bericht, FZK/HIT-PB, 1996
- [Fricke93] Fricke J., Baehring H.: Design of a tactile graphic I/O tablet and it's integration into a personal computer system for blind users, Journal of Microcomputer Applications, Vol. 16, S. 259-269, 1993
- [Gamer95] Gamer L.: Entwicklung einer Mikrocontrollergesteuerten Meßeinrichtung zur Auswertung eines optischen Spektrometers, Diplomarbeit, Fachhochschule Karlsruhe, Fachbereich Nachrichtentechnik, 1995
- [Gorden78] Gorden G.: Active Touch: The tactile sensory innervation of the glabrous skin of the human hand, Oxford Pergamon Press, 1978
- [Gray96] Gray B., Fearing R.: A Surface Micromachined Microtactile Sensor Array, Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation, p.1-6 vol. 1 of 4, ISBN: 0-7803-2988-0, New York, 1996

- [Haas96] Haas T.: Laserstrahl-Schweißen von NiTi-Formgedächtnislegierungen, Wissenschaftlicher Bericht, FZKA 5709, Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Materialforschung, 1996
- [Heilig95] Heilig R.: Taktiler, optischer Sensor für den Einsatz in der minimal invasiven Chirurgie, Diplomarbeit, Universität Karlsruhe, Institut für Biomedizinische Technik, 1995
- [Hensel66] Hensel H.: Allgemeine Sinnesphysiologie: Hautsinne, Geschmack, Geruch, Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 1966
- [Hering95] Hering E., Martin R., Stohrer M.: Physik für Ingenieure, 5. überarbeitete Auflage, Düsseldorf, ISBN: 3-18-401398-7, VDI-Verlag, 1995
- [Hoffmann93] Hoffmann B.: Werkstoffe der Elektrotechnik I, Vorlesungsskript, Universität Karlsruhe, 1993
- [Honderd96] Honderd G.: CONTROL OF ELECTRO-MECHANICAL SYSTEMS AND ROBOTS, http://lcewww.et.tudelft.nl/~klaassen/ben_rome.htm, Delft University of Technology, Faculty of Electrical Engineering, 1996
- [Howard92] Howard A., Mittelstadt B., Bargar W., Musits B., Taylor R., Kazanzides P., Zuhars J., Williamson B., Hanson W.: A Surgical Robot for Total Hip Replacement Surgery, Proceedings of the 1992 IEEE, International Conference on Robotics and Automation, Nice, France, May 1992
- [Howe89] Howe R. D., Cutkosky M. R.: Sensing skin acceleration for slip and texture perception. IEEE, International Conference on Robotics and Automation, p. 145-150, 14.-19. May, Scottsdale AZ, USA, 1989
- [Howe95] Howe R., Peine W., Kontarinis A., Son J.: Remote Palpation Technology, IEEE Engineering in Medicine and Biology, p. 318-323, May/June 1995
- [HPVEE96] Datenblatt:
Hewlett Packard: HP-VEE 3.2, Prozeßvisualisierungssoftware zur Steuerung von Abläufen, HP-USA, 1996
- [Hüwel95] Hüwel N.: in Focus 8/95: Dr. Cyber und Mr. Robot, Virtuelle Medizin, Seite 144, FOCUS Magazin-Verlag GmbH, Arabellastr. 23, 81925 München
- [Interlink90] Interlink Electronics Europe: Datenblatt der FSRTM-Sensoren, Echternach, Luxembourg, 1990
- [Interlink92] Interlink Electronics Europe: The Interlink Electronics Cross Point Matrix Array Interface, Echternach, Luxembourg, 1992
- [Janocha92] Janocha H.: Aktoren, Grundlagen und Anwendungen, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 1992

- [Jendritza95] Jendritza D., et al: Technischer Einsatz neuer Aktoren, Kontakt & Studium, Band 484, ISBN-3-8169-1235-4, Expert Verlag, 1995
- [Jenstrom89]. Jenstrom D. T., Chen C. L.: a fiber optic microbend tactile sensor array, Sensor and Actuators, Vol. 20, S. 239-248, 1989
- [Katz25] Katz D.: Der Aufbau der Tastwelt
Verlag von Johann Ambrosius Barth, Leipzig 1925
- [Keidel71] Keidel W.: Sinnesphysiologie, Teil I, Allgemeine Sinnesphysiologie, Visuelles System, Springer Verlag 1971
- [Keidel75 W2] Keidel W.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie,
Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1975
- [Klöpfer87] Klöpfer K.: Ein Multifunktionaler Büroarbeitsplatz für Blinde, Institut für Informatik der Universität Stuttgart, Dissertation, 1987
- [Kontarinis93] Kontarinis A., Howe R.: Tactile Display of Contact Shape in dextrous Telemanipulation, Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, ASME Winter Annual Meeting, New Orleans, Nov. 28. - Dec. 3., 1993
- [Krumm96] Krumm H.: Force Feedback II, http://iregt1.iai.fzk.de/DYNAMIK/html/ff_2.html, Internetveröffentlichung, FZK-IAI, 1996
- [Kühnapfel91] Kühnapfel U.: Grafische Realzeitunterstützung für Fernhandhabungsvorgänge in komplexen Arbeitsumgebungen im Rahmen eines Systems zur Steuerung, Simulation und Off-Line-Programmierung, Dissertation, FZK, November 1991
- [Lauer95] Lauer W., Schonhardt J., Voges U.: Vibration Analysis for Tactile Sensing, IFAC-Workshop, Human-oriented design of advanced robotics systems-DARS'95, Wien, September 1995
- [Lindner95] Lindner H., Brauer H., Lehmann C.: Taschenbuch der Elektrotechnik und Elektronik, Fachbuchverlag Leipzig - Köln, ISBN 3-343-00879-6, 1995
- [Massie94] Massie T., Salisbury J. K.: The phantom haptic interface: a device for probing virtual objects, ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperation Systems, Chicago, November 1994
- [ME160] Handbuch:
ME160 Ansteuerkarte, 12 Bit D/A-Karte mit 8 Kanälen
Meilhaus Electronic Gmbh, Fischerstr. 2, 82178 Puchheim, 1995
- [ME95] Handbuch:
ME95, 16-Kanal Optokoppler-Ausgangskarte,
Meilhaus Electronic Gmbh, Fischerstr. 2, 82178 Puchheim, 1995
- [Moberly90] Moberly W., Melton K.: Ni-Ti-Cu Shape Memory Alloys, in: Engineering Aspects of Shape Memory Alloys, p. 195-206, ISBN 0-750-61009-3, 1990

- [Nakao90] Nakao N., Kaneko M., Suzuki N., Tanie K.: A finger shaped tactile sensor using optical waveguide, IEEE 1990, p. 300-5 vol.1 of 2 vol. 1343 pp. 7 refs, 1990
- [Neumann95] Neumann D.: Bausteine intelligenter Technik von Morgen: Funktionswerkstoffe in der Adaptronik, Wissenschaftliche Buchgesellschaft Darmstadt, ISBN 3-534-12429-4, 1995
- [Niebuhr94] Niebuhr J., Lindner Gerhard.: Physikalische Meßtechnik mit Sensoren, 3. überarbeitete Auflage, R. Oldenbourg Verlag München, Wien, 1994
- [Peine94] Peine W., Son J., Howe R.: A palpation system for artery localization in laparoscopic surgery, first international symposium on medical robotics and computer assisted surgery, p: 250-253, Pittsburgh, PA, 1994
- [Peine95] Peine W., Kontarinis A., Howe R.: A tactile Sensing and Display System for Surgical Applications, Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare, IOS Press and Ohmsha, 1995
- [Perkins90] Perkins J., Hodgson D.: The Two-Way Shape Memory Effect, in: Engineering Aspects of Shape Memory Alloys, p. 195-206, ISBN 0-750-61009-3, 1990
- [Peschke/et al.90] Peschke R., Fries M., Kalina U. (Hrsg.): Informationstechnische Bildung für Sehgeschädigte, Hessisches Institut für Bildungsplanung und Schulentwicklung (HIBS), Wiesbaden, 1990
- [Piezotech94] Piezotech S. A. : Datenblatt: Piezo- und pyroelektrische Materialien und Komponenten, Piezotech S. A., 7, rue du Général Cassagnou, F-68300 Saint-Louis, 1994
- [Rebmann80] Rebmann J., Morris K. A.: A tactile sensor with electrooptical transduction, Robot Sensors, 1980
- [Robotics88] IEEE Journal of Robotics and Automation, Vol. 4, S. 472-484, 5. Oct. 1988
- [Roloff76] Roloff H., Matek W.: Maschinenelemente, Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mgH, 1976
- [Schiessle92] Schiessle E.: Sensortechnik und Meßwertaufnahme, 1. Auflage, Vogel-Verlag Würzburg, 1992
- [Schmidt/Thews85] Schmidt R., Thews G.: Physiologie des Menschen, 23. Auflage Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio, 1985
- [Schmidt/Thews95] Schmidt R., Thews G.: Physiologie des Menschen, 26. Auflage Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio, 1995
- [Schoen87] Schoenwals J. S., Thiele A. W., Gjellum D. E.: A Novel fibre optic tactile array sensor, IEEE, 1987

- [Schüle96] Schüle L.: Aufbau und Ansteuerung eines Aktorarrays zur Darstellung taktiler Wahrnehmung in der minimal invasiven Chirurgie, Diplomarbeit, Universität Karlsruhe, Institut für Technologie der Elektrotechnik, 1996
- [Schulz94] Schulz B.: Ein Konzept für ein modular aufgebautes, graphikfähiges taktiler Anzeigegerät für blinde Rechnerbenutzer, Dissertation., Universität Karlsruhe, Fakultät für Informatik, 1994
- [Schulze90] Schulze H. H.: Wahrnehmungspsychologische Probleme der taktilen Mustererkennung; in: [Peschke/et al. 90], S. 137-149
- [Schurr96] Schurr M. Persönliche Mitteilung, Karlsruhe, 1996
- [Seekircher88] Seekircher J., Hoffmann B.: Polyvinylidenfluorid (PVDF) für taktiler Sensoren, Inst. for Autom. & Robotics, VDI-Bericht Nr. 677, S. 155-159, 1988
- [Seikosha95] Datenblatt:
Elektrolumineszenz-Leuchtfolie der Dick 0.17 mm, Seikosha GmbH, Ivo-Hauptmann Ring 1, 22159 Hamburg, 1995
- [Shimojo97] Shimojo M., Shinohara M., Fukui Y.: Shape Identification Performance and Pin-matrix Density in a 3 Dimensional Tactile Display, IEEE Virtual Reality Annual International Symposium, Albuquerque, 1.-3. March 1997
- [Shinohara92] Shinohara M., Saida S., Shimizu Y., Mochizuki A., Sorimachi M.: Development of a 3-D Tactile Display for the Blind: System Design, in: [Zagler92], S. 422-430, 1992
- [Stöckel88] Stöckel D., Hornbogen E., Tauzenberger P., Ritter F.: Legierungen mit Formgedächtnis, Industrielle Nutzung des Shape-Memory-Effektes, Grundlagen, Werkstoffe, Anwendungen, ISBN 3-8169-0323-1, expert Verlag, 1988
- [Tekscan95] Tekscan Inc.: Tekscan's tactile sensor technology, Datenblatt, Tekscan Inc., 307 West First Street, South Boston, MA 02127-1342, 1995
- [Thews/M/V89] Thews G., Mutschler E., Vaupel P.: Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen, 3. überarbeitete Auflage, Stuttgart: Wiss. Verlagsgesellschaft 1989
- [Tietze/Schenk91] Tietze U., Schenk C.: Halbleiter-Schaltungstechnik, Springer Verlag, 9. Auflage, Heidelberg, 1991
- [TKM95] Datenblatt:
Induktive Wegaufnehmer, Serie M, Datenblätter,
TKM Microelectronic GmbH, Berlin 1995,
- [Uchino89] Uchino K.: Micro Walking Machines Using Piezoelectric Actuators, Journal of Robot Mechanics, Volume 1, 1989
- [VDI91] VDI Wärmeatlas, 6. Auflage, VDI-Verlag GmbH, Düsseldorf, 1991

- [Villotte92] Villotte N., Glauser D., Flury P., Burckhardt C.W.: Conception of stereotactic Instruments for the Neurosurgical Robot Minerva, Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Paris, p. 1089-1090, 1992
- [Weber89] Weber G.: Interaktive Dialogtechniken für blinde Rechnerbenutzer, Dissertation, Universität Stuttgart, Fakultät für Informatik, 1989
- [Webster88] Webster J.: Tactile sensors for robotics and medicine, John Wiley & Sons, Inc., 605 Third Avenue New York, 1988
- [Weißmantel81] Weißmantel H., Gairola A.: Verwendbarkeit von leitenden Kunststoffen, Feinwerktechnik und Meßtechnik 89(1981)2, 1981
- [Winslow49] Winslow W.M.: Induced Fibration of Suspensions, J. Applied. Physics., 20, p.1137-1140, 1949
- [Zagler92] Zagler W.: Computers for Handicapped Persons, Proceeding of the 3rd International Conference, Vienna, July 7-9, Schriftenreihe der Österreichischen Computergesellschaft Band 60, R. Oldenbourg Verlag Wien, München, 1992
- [Ziegler92] Ziegler K.: Sensor mit integriertem Faradaykäfig, Wochenzeitung für Elektronik, Ausgabe 36/92, Markt und Technik Verlag AG, Hans-Pinsel-Str. 2, 8013 Haar, 1992

11. Anhang

11.1. Mathematische Dimensionierung des Einzelsensors

Grundgleichungen der Elastizitätstheorie

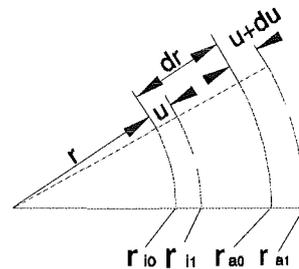
$$\sigma = E \cdot \varepsilon, \quad \varepsilon = \frac{\Delta l}{l}, \quad \sigma = \frac{F}{A_0}, \quad A_0 = \pi \cdot (r_a^2 - r_i^2); \quad \sigma < 0 \Rightarrow \text{Druckkraft}$$

Die Beziehungen zwischen den Verformungen und den Spannungen lauten:

$$\varepsilon_r = \frac{\partial u}{\partial r} = \frac{1}{E} \cdot [\sigma_r - \nu \cdot (\sigma_t + \sigma_z)] \quad \text{Glg. 11.1}$$

$$\varepsilon_t = \frac{u}{r} = \frac{1}{E} \cdot [\sigma_t - \nu \cdot (\sigma_r + \sigma_z)] \quad \text{Glg. 11.2}$$

$$\varepsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z} = \frac{1}{E} \cdot [\sigma_z - \nu \cdot (\sigma_r + \sigma_t)] \quad \text{Glg. 11.3}$$



Änderungen am Volumenelement

Darin bedeuten:

- $\sigma_{r,t,z}$: Nennspannungen
- ε : Dehnung
- ν : Querdehnungszahl

Mit den Verschiebungen:

- $u = u(r,z)$ in radialer Richtung
- $w = w(r,z)$ in axialer Richtung

Im ersten Teil der Berechnung liegt eine reine axiale Druckbelastung eines Rohres vor. Die weiteren Randbedingungen lauten: schubspannungsfrei, 1-achsiger Spannungszustand, keine Reibung.

Nachfolgend sind nur die Änderungen in r-, t- Richtung von Interesse. Aus Gleichung 4.2 und mit $\sigma_t = 0$ sowie $\sigma_r = 0$ (es liegt reine Druckbelastung vor) folgt:

$$\varepsilon_t = \frac{u}{r} = \frac{-\nu}{E} \cdot \sigma_z \quad \text{Glg. 11.4}$$

$$\varepsilon_t = \frac{\Delta r}{r_0} = -\frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z; \quad \text{Glg. 11.5}$$

$$\varepsilon_t = \frac{(r_1 - r_0)}{r_0} \quad \text{Glg. 11.6}$$

Hieraus lässt sich der Außenradius für die später erfolgende Superposition bestimmen:

$$\frac{r_{a1} - r_{a0}}{r_{a0}} = -\frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z \quad \text{Glg. 11.7} \quad \frac{r_{i1} - r_{i0}}{r_{i0}} = -\frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z \quad \text{Glg. 11.8}$$

$$r_{a1} = r_{a0} \cdot \left(1 - \frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z\right) \quad \text{Glg. 11.9} \quad r_{i1} = r_{i0} \cdot \left(1 - \frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z\right) \quad \text{Glg. 11.10}$$

Der zweite Teil der Berechnung basiert auf einer elastischen Verformung eines dickwandigen Rohres unter Druckbelastung. Hierbei liegt den Berechnungen eine Druckbelastung von innen und außen vor. Das Rohr wird als an den Stirnseiten offen betrachtet.

$$\sigma_{r(r)} = \frac{1}{r_a^2 - r_i^2} \cdot \left[p_i \cdot r_i^2 - p_a \cdot r_a^2 + (p_a - p_i) \cdot \left(\frac{r \cdot r_a}{r}\right)^2 \right] \quad \text{Glg. 11.11}$$

$$\sigma_{t(r)} = \frac{1}{r_a^2 - r_i^2} \cdot \left[p_i \cdot r_i^2 - p_a^2 \cdot r_a^2 - (p_a - p_i) \cdot \left(\frac{r \cdot r_a}{r}\right)^2 \right] \quad \text{Glg. 11.12}$$

Ein Sonderfall dieser Berechnung liegt vor, wenn anstelle der beidseitigen Druckbelastung nur eine einseitige Belastung anliegt. In diesem Fall liegt eine Belastung nur durch den Außendruck vor. Diese ergibt folgende Forderung: $p_a \neq 0$ und $p_i = 0$

Man erhält aus den obigen Gleichungen 4.11 und 4.12:

$$\sigma_{r(r)} = \frac{p_a \cdot r_a^2}{r_a^2 - r_i^2} \cdot \left[\left(\frac{r}{r}\right)^2 - 1 \right] \quad \text{Glg. 11.13}$$

$$\sigma_{t(r)} = \frac{1}{r_a^2 - r_i^2} \cdot \left[-p_a \cdot r_a^2 - p_a \cdot \left(\frac{r \cdot r_a}{r}\right)^2 \right] \quad \text{Glg. 11.14}$$

Berechnung der Einzelbelastungen und Superposition für diesen Fall

Bei der Berechnung der elastischen Verformung eines dickwandigen Rohres nur unter Außendruck, Schubspannungsfrei, keine Torsion, 2-achsiger Spannungszustand, beziehen sich die Indizes $r_{a_0}, r_{i_0}, r_{a_2}, r_{i_2}$ auf den Ausgangs- und Endzustand der Berechnung und r_{a_1}, r_{i_1} werden als Hilfsgrößen (virtuelle Radien) für die Superposition der beiden Teilrechnungen eingesetzt.

Aus Gleichung 4.1 folgt mit $\sigma_z = 0$ und $\varepsilon_r = \frac{du}{dr} = \frac{r_{a_1} - r_{a_0} - r_{i_1} + r_{i_0}}{r_{a_0} - r_{i_0}}$

$$\frac{r_{a_1} - r_{a_0} - r_{i_1} + r_{i_0}}{r_{a_0} - r_{i_0}} = \frac{1}{E} \cdot (\sigma_r - \nu \cdot \sigma_t) \quad \text{Glg. 11.15}$$

aus Gleichung 4.2 folgt mit $\sigma_z = 0$

$$\varepsilon_t = \frac{1}{E} \cdot (\sigma_t - \nu \cdot \sigma_r) \quad \text{Glg. 11.16}$$

Voraussetzungen für die Superposition

Die Indizes $r_{a_0}, r_{i_0}, r_{a_2}, r_{i_2}$ beziehen sich auf den Ausgangs- und Endzustand der Berechnung und r_{a_1}, r_{i_1} werden wiederum als Hilfsgrößen für die Superposition der beiden Teilrechnungen eingesetzt. Die Umfangsänderung ε_t bezieht sich auf den virtuellen Außenradius r_{a1} . Den virtuellen Radius r_{a1} erhält man aus der Radiusänderung von r_{a0} bei reiner axialer Druckbelastung eines Rohres, ohne seitliche Einspannung.

Am Außenradius muß gelten:

$$\sigma_{r(r=r_{a1})} = -p_{(r=r_{a1})}$$

Am Innenradius muß gelten:

$$\sigma_{r(r=r_{i1})} = 0$$

weiterhin gilt: $u = r_{a_2} - r_{a_1}$ und $r = r_{a_1}$

Für die Berechnung der elastischen Verformung eines dickwandigen Rohres an der Stelle r_{a_1} unter alleinigem Außendruck folgt:

$$\varepsilon_t(r=r_{a1}) = \frac{u}{r} = \frac{1}{E} \cdot \left(\sigma_t(r=r_{a1}) - \nu \cdot \sigma_r(r=r_{a1}) \right)$$

mit negativem Druck (da von außen gedrückt wird) ergibt sich:

$$\varepsilon_t(r=r_{a1}) = \frac{u}{r} = \frac{1}{E} \cdot \left(\sigma_t(r=r_{a1}) + \nu \cdot p(r=r_{a1}) \right) \quad \text{Glg. 11.17}$$

mit obiger Bedingung $u = r_{a2} - r_{a1}$ und $r = r_{a1}$ und Gleichung 4.17 folgt:

$$r_{a2} - r_{a1} = \frac{1}{E} \cdot \left(\sigma_t(r=r_{a1}) + \nu \cdot p(r=r_{a1}) \right) \cdot r_{a1} \quad \text{Glg. 11.18}$$

aus Gleichung 4.18 erhält man mit Gleichung 4.14:

$$r_{a2} - r_{a1} = \frac{1}{E} \cdot \left(\frac{1}{r_{a1}^2 - r_{i1}^2} \cdot \left[-p_{a1} \cdot r_{a1}^2 - p_{a1} \cdot \left(\frac{r_{i1} \cdot r_{a1}}{r_{a1}} \right)^2 \right] + \nu \cdot p(r=r_{a1}) \right) \cdot r_{a1}$$

$$r_{a2} - r_{a1} = \frac{1}{E} \cdot \left(\frac{1}{r_{a1}^2 - r_{i1}^2} \cdot p(r=r_{a1}) \cdot \left[-r_{a1}^2 - r_{i1}^2 \right] + \nu \cdot p(r=r_{a1}) \right) \cdot r_{a1}$$

$$r_{a2} - r_{a1} = \frac{r_{a1}}{E} \cdot p(r=r_{a1}) \cdot \left(\frac{-r_{a1}^2 - r_{i1}^2}{r_{a1}^2 - r_{i1}^2} + \nu \right) = \Delta r_{adickwandigesRohr} \quad \text{Glg. 11.19}$$

Die Berechnung der elastischen Verformung an der Stelle r_{a0} durch reine axiale Druckbelastung eines Rohres, schubspannungsfrei, keine Reibung, 1-achsiger Spannungszustand ergibt mit ε_z aus Gleichung 4.8:

$$r_{a1} - r_{a0} = -\frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z \cdot r_{a0} = \Delta r_{aDruckrohr} \quad \text{Glg. 11.20}$$

Die Berechnung der gesamten elastischen Verformung an der Stelle r_{a0} erhält man durch Superposition der Gleichungen 4.19 und 4.20 über die beiden virtuellen Einzelverformungen am Außenradius (mit den nachfolgenden Gleichungen 4.21 und 4.22):

$$\Delta r_{aDruckrohr} + \Delta r_{adickwandigesRohr} = \Delta r_{agesamt} \quad \text{Glg. 11.21}$$

$$r_{a0} - r_{a1} + r_{a1} - r_{a0} = \Delta r_{a_{gesamt}} \quad \text{Glg. 11.22}$$

$$r_{a0} - r_{a1} + r_{a1} - r_{a0} = \frac{r_{a1}}{E} \cdot p(r=r_{a1}) \cdot \left(\frac{-r_{a1}^2 - r_{i1}^2}{r_{a1}^2 - r_{i1}^2} + \nu \right) - \frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z \cdot r_{a0} \quad \text{Glg. 11.23}$$

Es muß gelten $r_{a2} = r_{a0}$, da sich der Außenradius wegen der festen Einspannung nicht ändern kann.

$$0 = \frac{1}{E} \cdot \left(p(r=r_{a1}) \cdot r_{a1} \cdot \left(\frac{-r_{a1}^2 - r_{i1}^2}{r_{a1}^2 - r_{i1}^2} + \nu \right) - \nu \cdot \sigma_z \cdot r_{a0} \right)$$

$$\nu \cdot \sigma_z \cdot r_{a0} = p(r=r_{a1}) \cdot \left(\frac{-r_{a1}^2 - r_{i1}^2}{r_{a1}^2 - r_{i1}^2} + \nu \right) \cdot r_{a1}$$

$$\nu \cdot \sigma_z \cdot \frac{r_{a0}}{r_{a1}} \cdot \frac{1}{\left(\frac{-r_{a1}^2 - r_{i1}^2}{r_{a1}^2 - r_{i1}^2} + \nu \right)} = p(r=r_{a1})$$

$$\nu \cdot \sigma_z \cdot \frac{r_{a0}}{r_{a1}} \cdot \frac{r_{a1}^2 - r_{i1}^2}{\left(-r_{a1}^2 - r_{i1}^2 + \nu \cdot (r_{a1}^2 - r_{i1}^2) \right)} = p(r=r_{a1}) \quad \text{Glg. 11.24}$$

Die Gleichung für den Außendruck $p(r=r_{a1})$ wird nun verwendet, um die Bestimmungsgleichung für die elastischen Verformungen am Innenradius r_i zu lösen. Die Berechnung der gesamten elastischen Verformung ϵ_i an der Stelle r_{i0} wird durch die Addition der beiden virtuellen Einzelverformungen am Innenradius erreicht.

$$\Delta r_{i_{Druckrohr}} + \Delta r_{i_{dickwandigesRohr}} = \Delta r_{i_{gesamt}} \quad \text{Glg. 11.25}$$

$$r_{i2} - r_{i1} + r_{i1} - r_{i0} = \Delta r_{i_{gesamt}} \quad \text{Glg. 11.26}$$

Für die Berechnung der elastischen Verformung an der Stelle r_{i0} durch reine axiale Druckbelastung eines Rohres, Schubspannungsfrei, keine Reibung, 1-achsiger Spannungszustand erhält man mit Gleichung 4.4:

$$r_{i1} - r_{i0} = -\frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z \cdot r_{i0} \quad \text{Glg. 11.27}$$

Für die Berechnung der elastischen Verformung eines dickwandigen Rohres an der Stelle r_{i1} nur unter Außendruck erhält man mit Gleichung 4.2 und $\sigma_z=0$:

$$\varepsilon_t(r=r_{i1}) = \frac{u}{r} = \frac{1}{E} \cdot \left(\sigma_t(r=r_{i1}) - \nu \cdot \sigma_r(r=r_{i1}) \right) \quad \text{Glg. 11.28}$$

mit der Bedingung $\sigma_{r(r=r_{i1})}$ (Kräftegleichgewicht am Innenradius - Kautschuk in Ruhe) am Innenradius erhält man:

$$\varepsilon_t(r=r_{i1}) = \frac{u}{r} = \frac{1}{E} \cdot \sigma_t(r=r_{i1})$$

mit Gleichung 4.14 erhält man:

$$\varepsilon_t(r=r_{i1}) = \frac{u}{r} = \frac{1}{E} \cdot \frac{1}{r_a^2 - r_i^2} \cdot \left[-p_{a1} \cdot r_a^2 - p_{a1} \cdot \left(\frac{r_i \cdot r_a}{r} \right)^2 \right]$$

mit $r = r_{i1}$

$$r_{i2} - r_{i1} = \frac{1}{E} \cdot r_{i1} \cdot p_{a1} \cdot \frac{1}{r_a^2 - r_i^2} \cdot \left[-r_{a1}^2 - \left(\frac{r_{i1} \cdot r_{a1}}{r_{i1}} \right)^2 \right] \quad \text{Glg. 11.29}$$

p_{a1} wird nun durch die Spannung σ_z ersetzt. Dies geschieht durch das Einsetzen der Gleichung 4.24.

$$r_{i2} - r_{i1} = \frac{1}{E} \cdot r_{i1} \cdot \nu \cdot \sigma_z \cdot \frac{r_{a0}}{r_{a1}} \cdot \frac{1}{r_a^2 - r_i^2} \cdot \frac{r_{a1}^2 - r_{i1}^2}{\left(-r_{a1}^2 - r_{i1}^2 + \nu \cdot (r_{a1}^2 - r_{i1}^2) \right)} \cdot \left[-2 \cdot r_{a1}^2 \right] \quad \text{Glg. 11.30}$$

$$r_{i2} - r_{i1} = \frac{-2 \cdot \nu}{E} \cdot \sigma_z \cdot r_{i1} \cdot \frac{r_{a0}}{r_{a1}} \cdot \frac{r_{a1}^2}{\left(-r_{a1}^2 - r_{i1}^2 + \nu \cdot (r_{a1}^2 - r_{i1}^2) \right)}$$

$$r_{i_2} - r_{i_1} = \frac{-2 \cdot \nu}{E} \cdot \sigma_z \cdot r_{i_0} \cdot \frac{r_{a_0}}{r_{a_0}} \cdot \frac{r_{a_0}^2}{\left(-r_{a_0}^2 - r_{i_0}^2 + \nu \cdot (r_{a_0}^2 - r_{i_0}^2)\right)} \quad \text{Glg. 11.31}$$

Durch Einsetzen von 4.27 und 4.31 in 4.26 erhält man das Ergebnis für den neuen Innenradius:

$$r_{i_2} - r_{i_1} + r_{i_1} - r_{i_0} = \frac{-\nu}{E} \cdot \sigma_z \cdot r_{i_0} \cdot \frac{r_{a_0}}{r_{a_0}} \cdot \frac{2 \cdot r_{a_0}^2}{\left(-r_{a_0}^2 - r_{i_0}^2 + \nu \cdot (r_{a_0}^2 - r_{i_0}^2)\right)} - \frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z \cdot r_{i_0}$$

$$r_{i_2} - r_{i_0} = -\frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z \cdot r_{i_0} \cdot \left[\frac{2 \cdot r_{a_0}^2}{\left(-r_{a_0}^2 - r_{i_0}^2 + \nu \cdot (r_{a_0}^2 - r_{i_0}^2)\right)} - 1 \right]$$

Der neue Innenradius r_{i_2} errechnet sich somit zu:

$$r_{i_2} = -\frac{\nu}{E} \cdot \sigma_z \cdot r_{i_0} \cdot \left[\frac{2 \cdot r_{a_0}^2}{\left(-r_{a_0}^2 - r_{i_0}^2 + \nu \cdot (r_{a_0}^2 - r_{i_0}^2)\right)} - 1 \right] + r_{i_0} \quad \text{Glg. 11.32}$$

Der neue Innenradius r_i nimmt proportional zum Betrag der Druckspannung ab. Die Druckspannung kann hier in der Rechnung per Definition nur negative Werte annehmen.

11.2. Positioniergenauigkeit in der 3 x 3 Matrix

Ansteuerspannung 1,2 V (= 0,5mm)

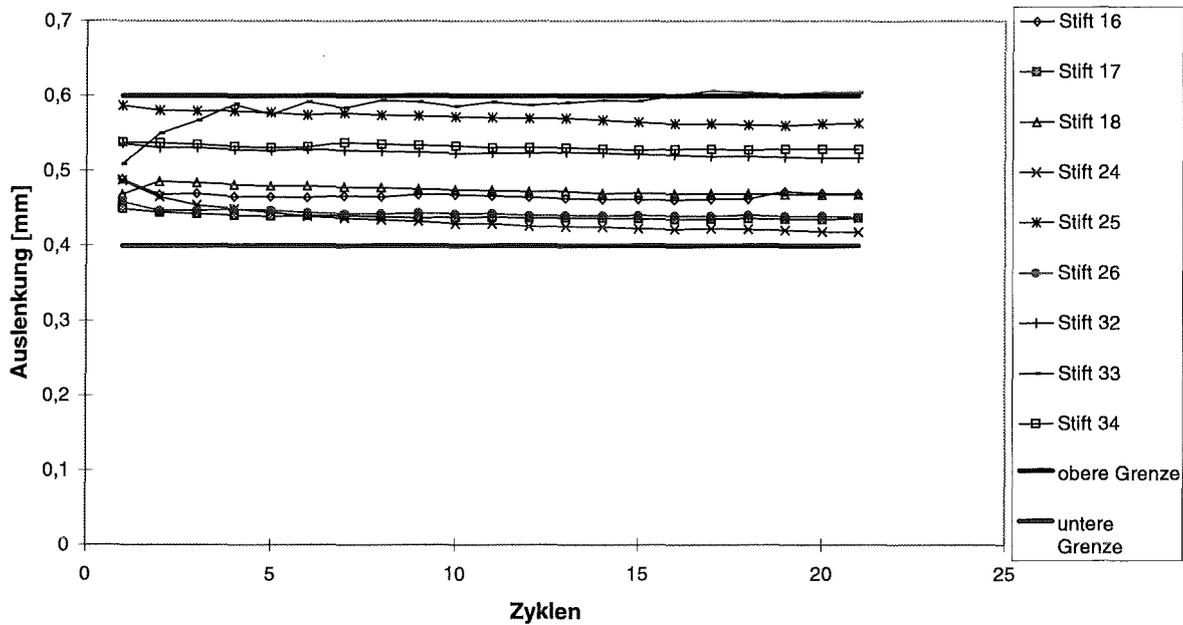


Abb. 11.1: Ansteuerung auf die Auslenkung von 0,5 mm

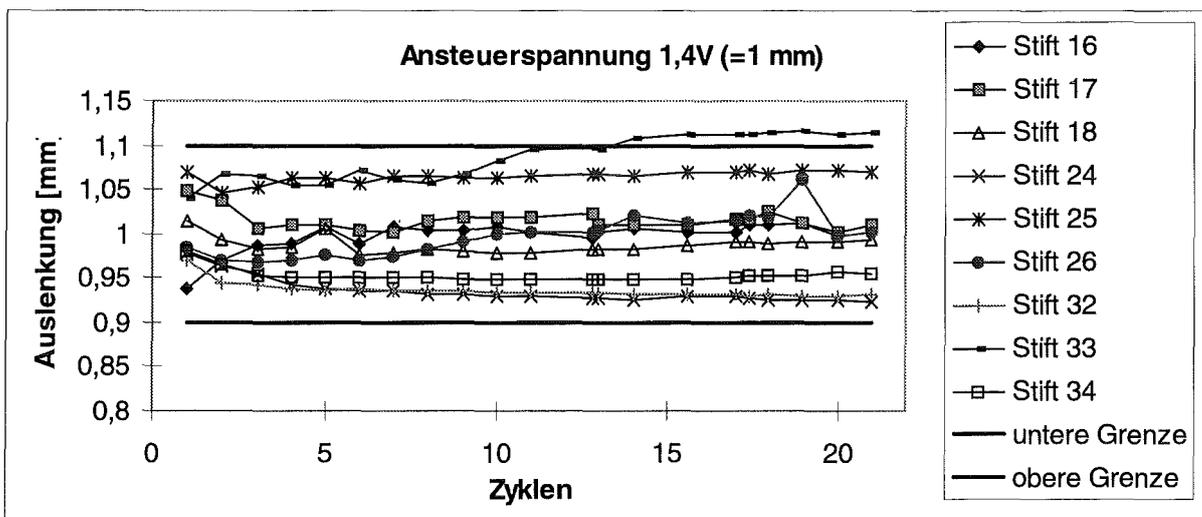


Abb. 11.2: Ansteuerung auf die Auslenkung von 1 mm

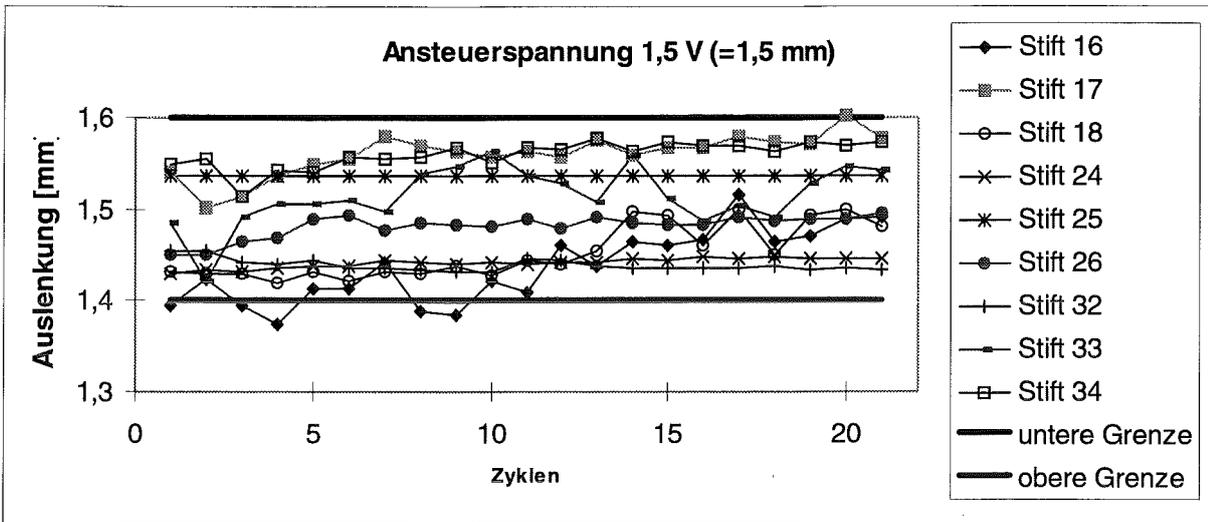


Abb. 11.3: Ansteuerung auf die Auslenkung von 1,5 mm

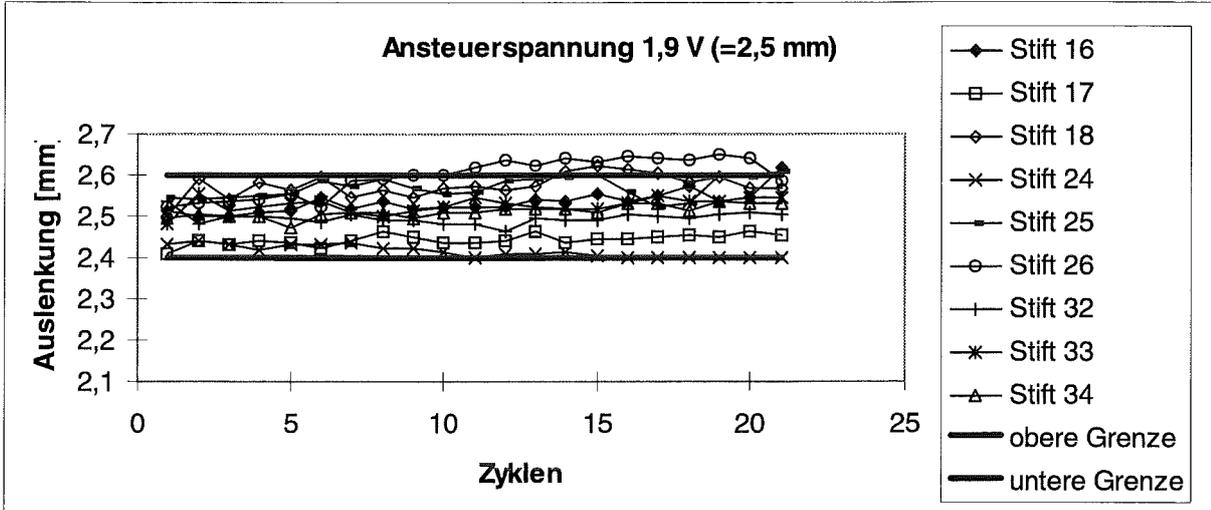


Abb. 11.4: Ansteuerung auf die Auslenkung von 2,5 mm

11.3. Setzen von Mustern in der 4 x 4 Matrix

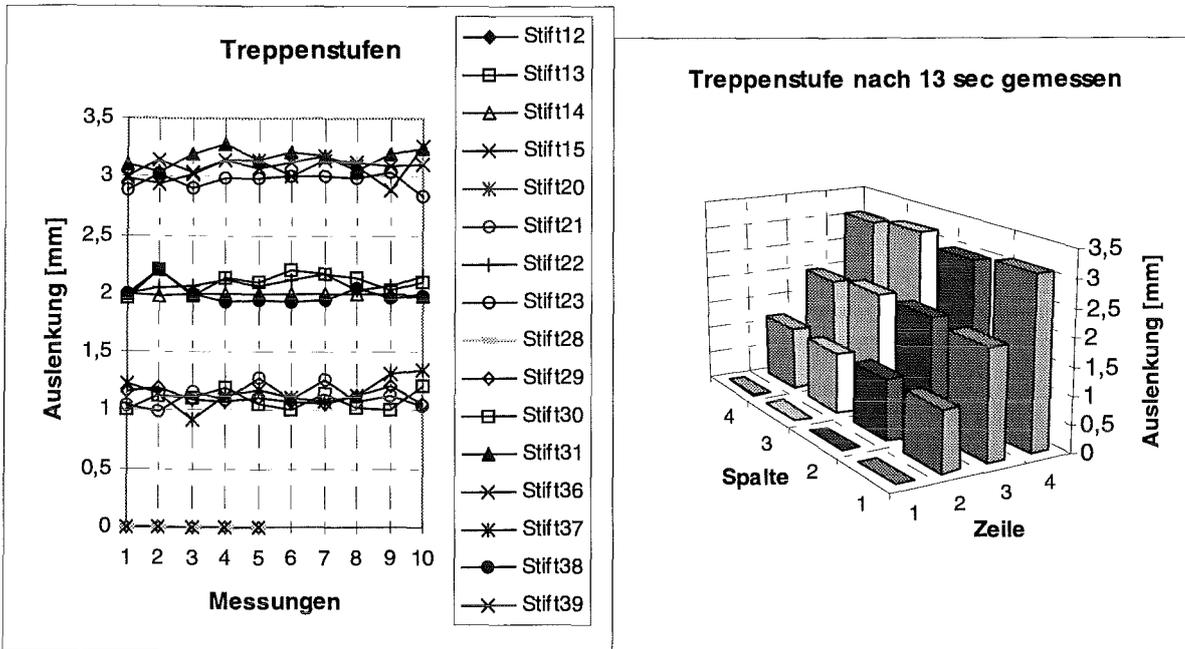


Abb. 11.5: Treppenstufen von links nach rechts

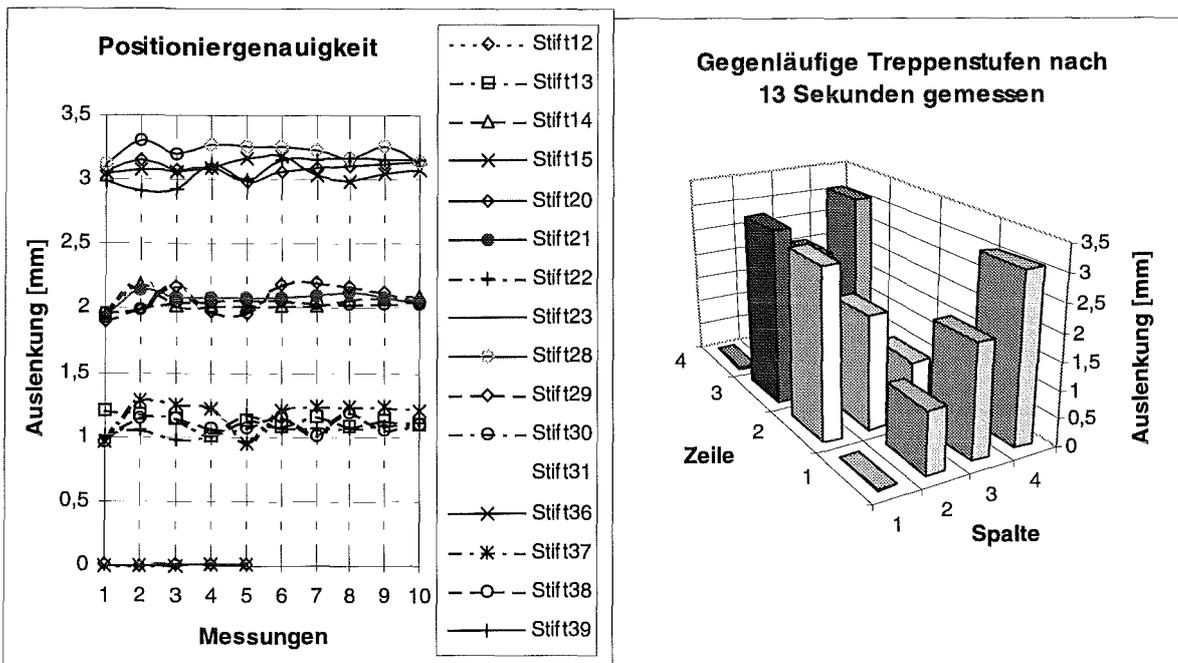


Abb. 11.6: Gegenläufige Treppenstufen

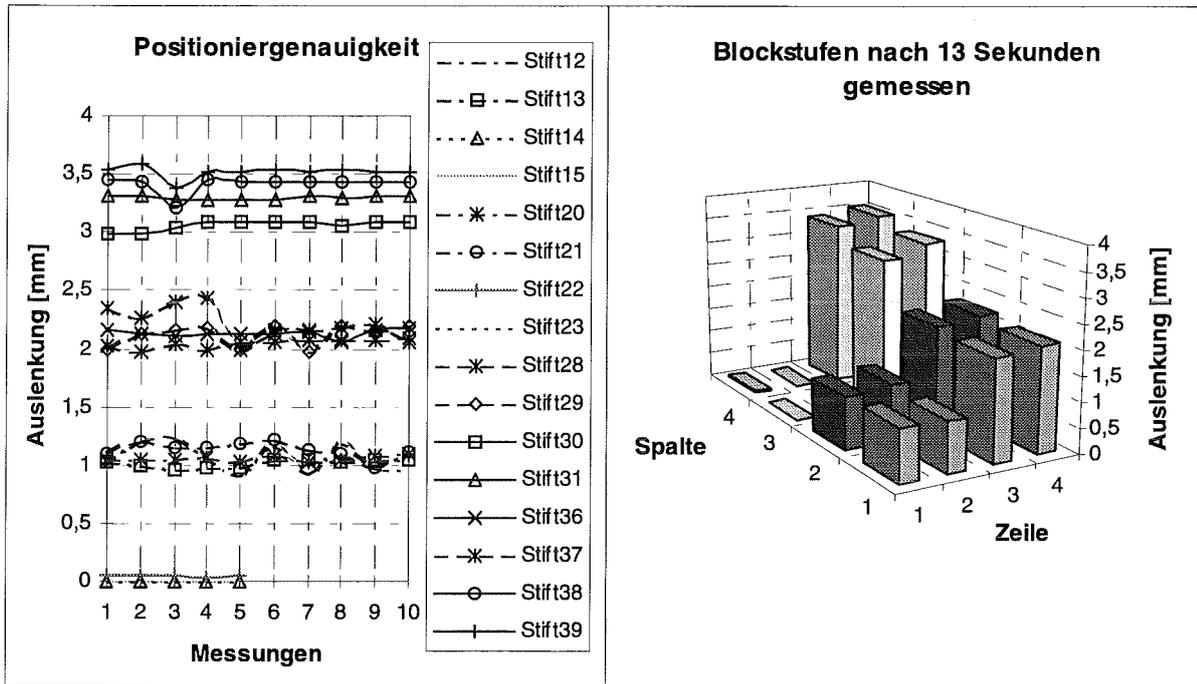


Abb. 11.7: Blockstufen

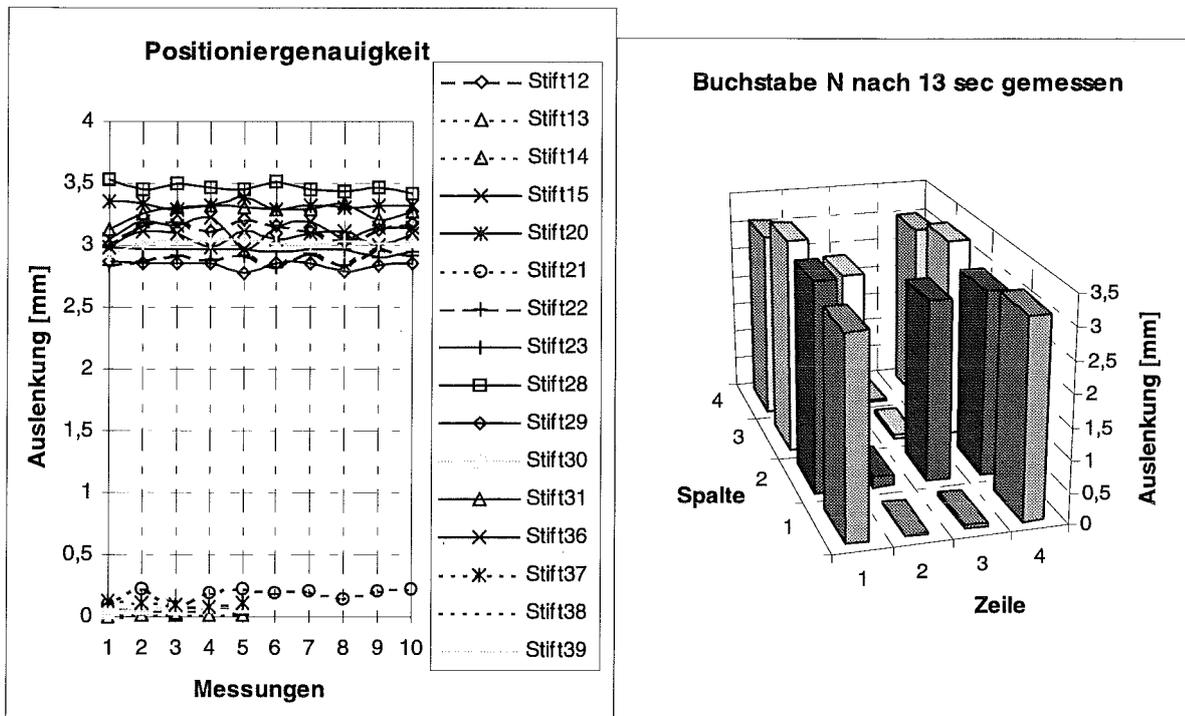


Abb. 11.8: Buchstabe N

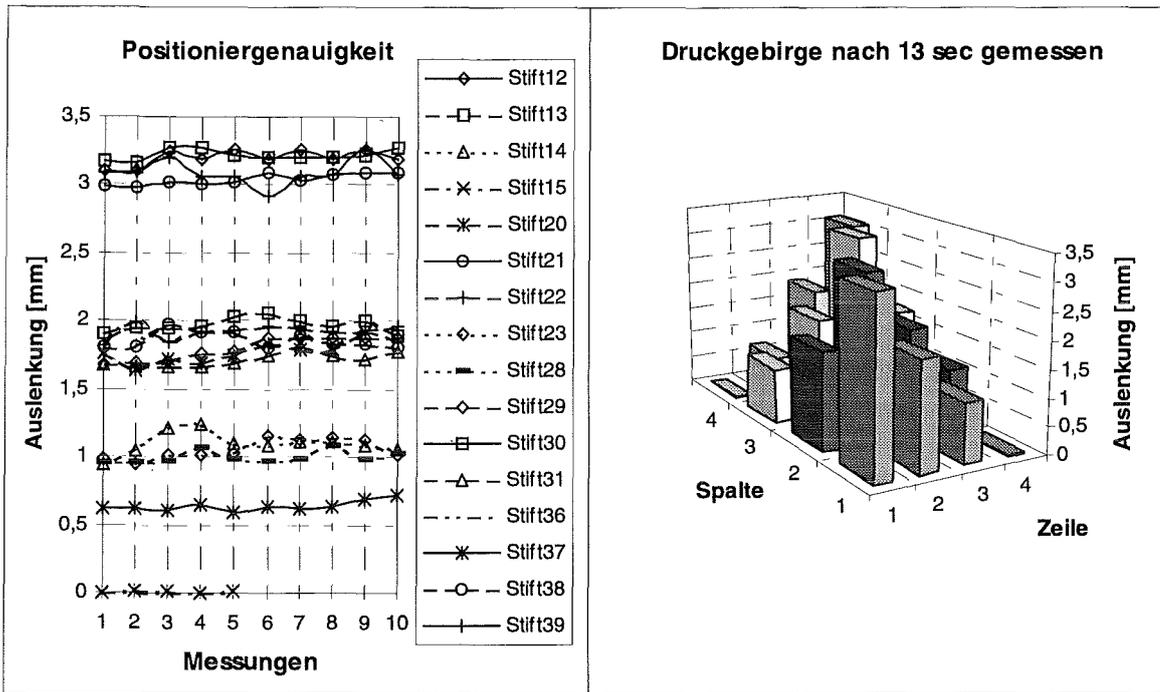


Abb. 11.9: Diagonales Druckgebirge

11.4. Darstellung der Sensorsignale durch die Aktoren in der 8 x 8 Matrix

Dieses Beispiel (Abb. 6.17) zeigt den Stein mit einem Durchmesser von ca. 6-7 mm in Linkslage auf der Sensorfläche. Abb. 11.10 zeigt die Sensorwerte in Säulendarstellung.

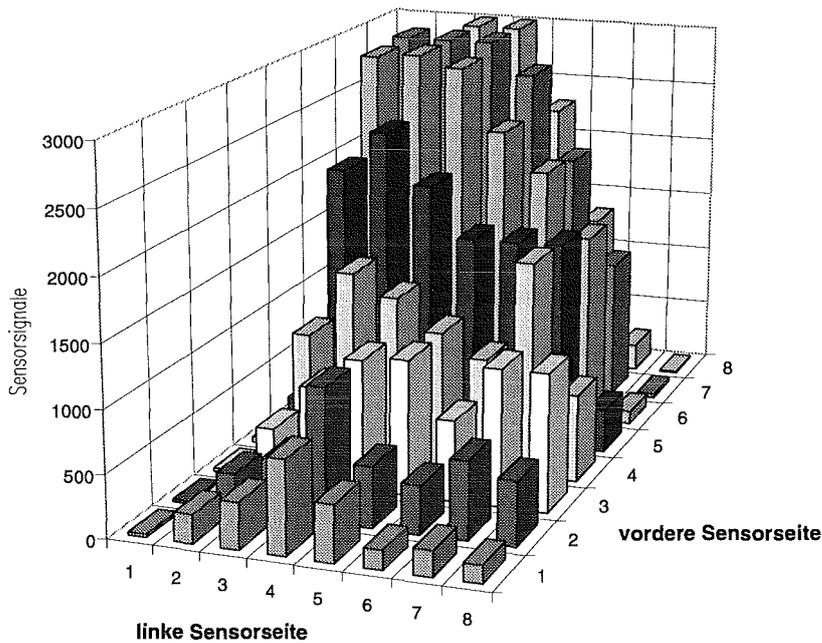


Abb. 11.10: Säulendarstellung der Sensorsignale des Steins im Ureter

Diese Sensorwerte müssen zur Ansteuerung der Aktoren umgewandelt werden. Die Konvertierung erfolgt nach Kapitel 4.2.6. Man erhält eine Matrix mit den Ansteuerspannungen für dieses Druckbild (Tabelle 11.8).

0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	0	0	0
0	0	0	1	1	0	1	1
0	1	1.2	1.2	1	1	1.3	0
0	1.5	1.5	1.3	1.2	1.2	1.3	0
0	1.8	1.8	1.6	1.5	1.3	1.2	0
1	1.8	1.8	1.8	1.6	1.3	1	0
1	1.6	1.8	1.8	1.5	1.2	0	0

Tabelle 11.8: Sollwerte der Ansteuerspannungen nach Umwandlung der Druckdaten

Diese Aktorsollwerte müssen durch die Korrekturmatrix verbessert werden. Dadurch werden die Ansteuerkennlinien aller Aktoren berücksichtigt. Unterschiede in den maximalen Auslenkungen der einzelnen Aktoren können ausgeglichen werden. Die Ansteuerspannungen nach ihrer Korrektur sind in Tabelle 11.9 abgebildet.

0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1.1	0	0	0	0
0	0	0	1.1	1	0	1.1	1.1
0	1.1	1.2	1.2	1.1	1.1	1.3	0
0	1.6	0	1.3	1.1	1.1	1.4	0
0	1.8	1.8	1.7	1.5	1.3	1.2	0
1	1.8	1.8	1.8	1.7	1.4	1.1	0
1.1	1.7	1.9	1.8	1.5	1.2	0	0

Tabelle 11.9: Ansteuerspannungen der Aktoren nach ihrer Korrektur

Die Sollwerte der Stellwege sind in Säulendarstellung in Abb. 11.11 dargestellt.

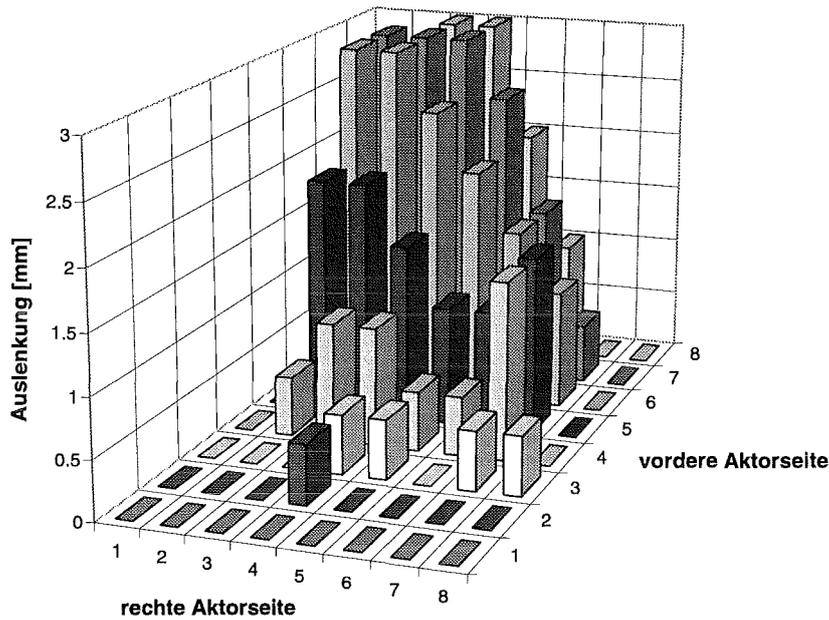


Abb. 11.11: Aktorsollwerte nach der Bearbeitung durch die Korrekturmatrix

Die Sollwerte der Stellwege sowie die tatsächlich erreichten Stellwege der Abbildung sind nachfolgend abgebildet:

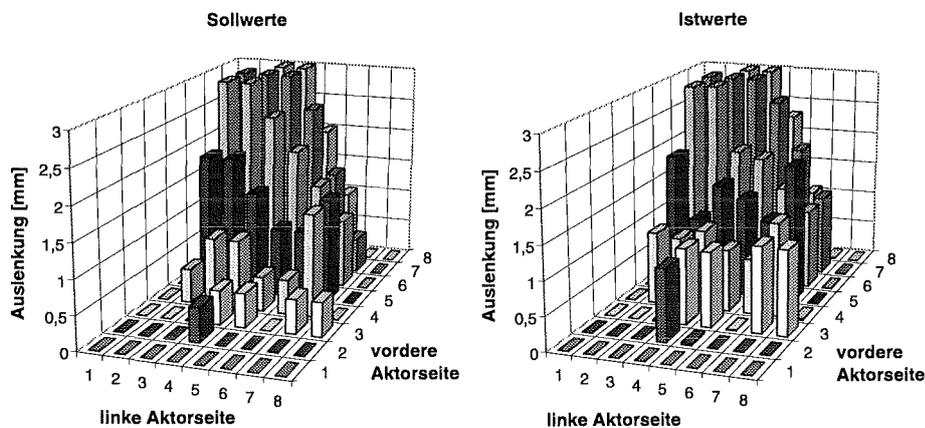


Abb. 11.12: Soll- und Istwerte der Aktoren (Stein im Harnleiter)

Der Stein in seiner Lage auf der Sensorfläche ist durch die Aktoren darstellbar. Die Stellwege der Aktoren entsprechen in etwa den geforderten Werten. Die Erhöhung ist eindeutig außerhalb der Mitte zu finden. Das dargestellte Muster kann durch die Finger abgetastet werden und wurden eindeutig als Erhebung außerhalb der Mitte interpretiert.