



Forschungszentrum Karlsruhe
Technik und Umwelt

Wissenschaftliche Berichte
FZKA 6189

Entwicklung fluidischer Mikrogelenke

M. Schwörer, M. Kohl, W. Menz, V. Saile
Institut für Mikrostrukturtechnik

November 1998

Forschungszentrum Karlsruhe

Technik und Umwelt

Wissenschaftliche Berichte

FZKA 6189

Entwicklung fluidischer Mikrogelenke

M. Schwörer *), M. Kohl, W. Menz**), V. Saile

Institut für Mikrostrukturtechnik

*) von der Fakultät für Maschinenbau der
Universität Karlsruhe genehmigte Dissertation

**) Institut für Mikrosystemtechnik der
Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe

1998

Als Manuskript gedruckt
Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor
Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe
Mitglied der Hermann von Helmholtz-Gemeinschaft
Deutscher Forschungszentren (HGF)
ISSN 0947-8620

Zusammenfassung

In der Mikrosystemtechnik werden geeignete Mikrogelenkmechanismen benötigt, die die Arbeit von Mikroaktoren in gerichtete Kräfte und Bewegungen übersetzen. Im Rahmen dieser Arbeit werden in Analogie zum hydraulischen Bewegungsprinzip des Spinnenbeins aktive Mikrogelenke entworfen, die dieses Problem lösen und aufgrund der hohen Leistungsdichte fluidischer Antriebe eine kompakte Bauweise ermöglichen. Aktive Mikrogelenke sind gerade in der Mikrosystemtechnik von besonderer Bedeutung, weil sie als mikrofluidische Grundmodule in paralleler oder serieller Anordnung zu komplexen Bewegungsmechanismen zusammengefügt und über Mikropumpen und -ventile angesteuert werden können.

Zum besseren Verständnis formschlüssiger Drehgelenke wird ein Simulationsmodell entwickelt, mit dem das dynamische Bewegungsverhalten, insbesondere das Dämpfungs- und Reibungsverhalten simuliert werden kann. In den Berechnungen wird die Dynamik von Kontakt- und Schwerpunkt des Gelenkarmes für verschiedene kreisrunde und elliptische Geometrien in Millimeterabmessungen unter dem Einfluß der Schwerkraft analysiert. Es wird gezeigt, daß sich die Reibungsarbeit durch die Wahl der Geometrie um mindestens 10% minimieren läßt, was für die Optimierung solcher Elemente ein wichtiges Kriterium ist.

Die technische Realisierbarkeit fluidischer Mikrogelenke wird untersucht und ein Konzept zur Herstellung erster Funktionsmuster in den Abmessungen von $1 \times 1 \times 6 \text{ mm}^3$ erarbeitet. Die metallischen Gelenkarme werden durch Drahterodieren mit einer Toleranz von $\pm 5 \text{ }\mu\text{m}$ angefertigt. Die gute Benetzungsfähigkeit von flüssigem SIR ermöglicht die Herstellung des Biegegelenkes durch Vakuumgießen, wobei die Verankerungsstruktur mit minimalen Spaltweiten von $85 \text{ }\mu\text{m}$ reproduzierbar abgeformt wird. Die dünnwandige Gelenkkapsel wird durch einen Blasformprozeß hergestellt, bei dem ein schlauchförmiger Vorformling aus TPU umgeformt und die Wanddicke von 100 auf $50 \text{ }\mu\text{m}$ reduziert wird. Als Alternativen hierzu werden eine Reihe weiterer Technologien, wie das Strukturieren mit verlorenen Kernen, die Tauchbeschichtung und das Spritzgießen mit Einlegeteilen untersucht, sowie ein kraftschlüssiges Gelenk in Ergänzung zu form- und stoffschlüssigen Verbindungen entworfen.

Bei der experimentellen Untersuchung erster Funktionsmuster wird das elastische Biegeverhalten von Biegegelenk und Gelenkkapsel durch Kraft-Weg-Kennlinien charakterisiert. Die SIR-Biegegelenke ermöglichen Schwenkbewegungen bis ca. 45° , die je nach Material und Beanspruchungsgeschwindigkeit maximale Biegekräfte von 0,5 - 3 mN erfordern. Die zum Einfalten einer blasgeformten Gelenkkapsel notwendigen Kräfte betragen ca. 5 mN. Die maximalen Antriebskräfte, die in Streckrichtung ermittelt werden und auf die pneumatische Kraftwirkung bei 1000 hPa zurückzuführen sind, betragen ca. 16 mN bei einer Auslenkung von 1,8 mm.

Development of Fluidic Microjoints

Abstract

In microsystems technology suitable microjoint mechanisms are required in order to transfer the work of microactuators into directed forces and motions. In this work this problem is solved by making use of the hydraulic principle of spider leg extension, which is implemented in active microjoints. Due to the high power density of fluidic actuators a compact design becomes possible. Such active microjoints are very promising for use in microsystems technology, since they can be arranged as basic modules in series or in parallel to complex motion systems, which can be controlled by micropumps and microvalves.

In order to gain better insight, a model is developed for simulation of the dynamic behavior of a revolute joint mechanism taking into account damping and frictional forces. The dynamics of the contact point and the center of gravity of the joint lever is analysed for different circular and elliptical joint geometries of millimeter size in the presence of gravitation. It is demonstrated that by geometry variation the frictional work can be reduced at least by 10%, which is an important criterion for the optimisation of such an element.

The technical feasibility of fluidic microjoints is investigated and a concept for fabrication is worked out for prototypes of dimensions $1 \times 1 \times 6 \text{ mm}^3$. The metallic levers of the joint mechanism are manufactured with an accuracy of $\pm 5 \text{ }\mu\text{m}$ by electro-discharge machining. The high wettability of liquid SIR enables the fabrication of a flexible hinge by a vacuum casting process, whereby the anchoring structure with minimum gap width of $85 \text{ }\mu\text{m}$ can be filled up in a reproducible manner. The thin-walled capsule of the microjoint is fabricated by a blow moulding process. During shaping, the wall thickness of the tubular parison is reduced from 100 to $50 \text{ }\mu\text{m}$. Alternatively, some other technologies like a process with lost cores, dip coating and injection molding with inlays are investigated. Furthermore, a non-positive joint is designed as a further linking mechanism in addition to positive joints and flexible hinges.

In experimental investigations the elastic bending behavior of the hinge and the joint capsule are characterised by force-displacement measurements. The hinges of SIR allow a rotating movement of about 45° , which requires maximum bending forces of about $0,5 - 3 \text{ mN}$ depending on the type of SIR and the deformation velocity. In order to fold the blown capsule, bending forces of about 5 mN are required. The pneumatic driving forces are measured during lever extension display a maximum value of about 16 mN for a pressure difference of 1000 hPa . The corresponding displacement of the lever tip is about $1,8 \text{ mm}$.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Ausgangssituation	5
2.1	Hydraulische Beinstreckung bei Spinnen	5
2.2	Technologische Voraussetzungen.....	6
3	Gelenke.....	8
3.1	Formschlüssiges Drehgelenk	9
3.1.1	Mechanik in der Kontaktzone	9
3.1.2	Kinetik des Schwerpunktes	14
3.1.3	Numerisches Lösungsverfahren.....	15
3.1.4	Simulationsergebnisse	16
3.1.4.1	Bewegungs- und Kraftanalyse.....	17
3.1.4.2	Dynamik in Kontakt- und Schwerpunkt	21
3.1.4.3	Geometrieinfluß	25
3.2	Stoffschlüssiges Biegegelenk.....	30
3.3	Zusammenfassende Bewertung.....	31
4	Konzeption eines fluidischen Mikrogelenkes	33
4.1	Funktionsprinzip	33
4.2	Wirkprinzip.....	34
4.3	Konstruktive und fertigungstechnische Umsetzung	35
4.4	Orientierende Untersuchungen	40
4.4.1	Kraftschlüssiges Wälzgelenk.....	40
4.4.2	Silikonkautschuk als flexible Struktur	42
4.4.3	Strukturierung mit verlorenen Kernen	43
4.4.4	Tauchbeschichtung mit Latex.....	48
4.4.5	Spritzgießen mit Einlegeteilen.....	49
4.4.6	Mikroblasformen von thermoplastischen Schläuchen.....	53
4.5	Zusammenfassende Bewertung.....	55
5	Herstellung und Charakterisierung der Mikrogelenke.....	57
5.1	Herstellung der Gelenkkomponenten.....	57
5.1.1	Gelenkarme	57
5.1.2	Biegegelenk.....	60
5.1.3	Gelenkkapsel	63
5.2	Theoretische Abschätzung der fluidisch erzeugten Antriebskräfte	66
5.3	Experimentelle Charakterisierung	68
5.3.1	Versuchsaufbau und Meßverfahren	68
5.3.1.1	Messung mit Elastometer.....	69
5.3.1.2	Messung mit Mikrogewichten	70
5.3.2	Meßergebnisse.....	71
5.3.2.1	Intrinsische Biegekräfte	71
5.3.2.2	Fluidischer Antrieb	78
5.4	Zusammenfassende Bewertung.....	87
5.4.1	Herstellung der Mikrogelenke.....	87
5.4.2	Charakterisierung der Mikrogelenke	88
6	Zusammenfassung und Ausblick.....	91
7	Anhang	96
8	Literaturverzeichnis.....	106

Zeichenerklärung

Abkürzungen

<i>CA</i>	Celluloseacetat
<i>D</i>	Drehpunkt
<i>EL</i>	Elliptische Kontur
<i>EP</i>	Epoxid
<i>FM</i>	Funktionsmuster
<i>KR</i>	Kreisrunde Kontur
<i>LIGA</i>	Mikrotechn. Fertigungsverfahren durch Lithographie, Galvanik u. Abformung
<i>PC</i>	Polycarbonat
<i>PE</i>	Polyethylen
<i>PET</i>	Polyethylenterephthalat
<i>PF</i>	Phenol-Formaldehyd
<i>PMMA</i>	Polymethylmethacrylat
<i>POM</i>	Polyoxymethylen
<i>PVC</i>	Polyvinylchlorid
R_a	Mittenrauhwert in μm
<i>REM</i>	Rasterelektronenmikroskopie
R_t	Rauhtiefe in μm
<i>SIR</i>	Silikon-Kautschuk (Silicon-Rubber)
<i>SP</i>	Schwerpunkt
<i>TPU</i>	Thermoplastisches Polyurethan

Parameter

δ_{kn}	Fiktive Eindringung im Kontaktbereich im k-ten Intervall
δ_n	Fiktive Maximaleindringung im Kontaktbereich
φ	Winkelkoordinate des theoretischen Kontaktpunktes P
μ	Coulomb'scher Gleitreibungskoeffizient
Θ	Drehwinkel des beweglichen Gelenkarmes bezüglich des Schwerpunktes
τ	Periodendauer
A	Fläche
a_1	Halbachse der Lagerschalenkontur $f(x)$
a_2	Halbachse der Wellenkontur $g(x)$
b_1	Halbachse der Lagerschalenkontur $f(x)$
b_2	Halbachse der Wellenkontur $g(x)$
C_D	Dämpfungskoeffizient der Kontaktpaarung
C_F	Federsteifigkeit der Kontaktpaarung
d	Durchmesser
$f(x)$	Analytische Beschreibung der Lagerschalenkontur
F	Kraft
F_B	Biegekraft
F_S	Federkraft des Rückstellelementes

F_{zw}	Zwangskraft
$g(x)$	Analytische Beschreibung der Wellenkontur
g	Erdbeschleunigung
$h(x)$	Nullstellenpolynom zur Berechnung der Schnittpunkte $P_{0,10}$
h	Schrittweite des numerischen Lösungsverfahrens nach Gill
J	Rotatorisches Trägheitsmoment bezüglich des Schwerpunktes
k	Intervall-Koordinate im Kontaktbereich
K	Steigung der Verbindungsgeraden $l(x)$
$l(x)$	Verbindungsgerade zwischen den Schnittpunkten $P_{0,10}$
$\bar{l}(x)$	Lotgerade auf $l(x)$
l	Länge
L	Länge der Biegezone
l_1	Länge zwischen Koordinatenursprung und Lagerschalenmittelpunkt O_1
l_{21}	Länge zwischen Schwerpunkt und Mittelpunkt O_2 der Wellenkontur
l_H	Hakenlänge
m	Masse des beweglichen Gelenkarmes
N	Anzahl der numerischen Rechenschleifen
O_1	Mittelpunkt der Lagerschalenkontur
O_2	Mittelpunkt der Wellenkontur
p	Druck
P	Theoretischer Kontaktpunkt
P_m	Mechanische Leistung
P_{fluid}	Fluidische Leistung
P_0	Erster Schnittpunkt der Konturen
P_{10}	Zweiter Schnittpunkt der Konturen
P_k	Intervallpunkt auf der Verbindungsgeraden $l(x)$
P_{kf}	Schnittpunkt einer Lotgeraden mit der Lagerschalenkontur
P_{kg}	Schnittpunkt einer Lotgeraden mit der Wellenkontur
R	Radius
s	Wanddicke
D_{sP}	Zurückgelegte Reibstrecke des Kontaktpunktes P
SK	Steigung der Lotgeraden $\bar{l}(x)$
t	Zeit
u	Numerische Näherungslösung nach dem Verfahren von Gill
V	Volumen
v_P	Geschwindigkeit des theoretischen Kontaktpunktes P entlang der Lagerschale
v_{rel}	Relativgeschwindigkeit zwischen Lagerschalen- und Wellenkontur
W_{Rb}	Reibungsarbeit durch die gleitende Relativbewegung in der Kontaktzone
x	Kartesische Koordinate im ortsfesten System
X	Punktcoordinate im ortsfesten Koordinatensystem in x -Richtung
$x_{0,10}$	Koordinaten der Konturschnittpunkte $P_{0,10}$
x_k	Koordinate eines Intervallpunktes auf der Verbindungsgeraden $l(x)$
y	Kartesische Koordinate im ortsfesten System
Y	Punktcoordinate im ortsfesten Koordinatensystem in y -Richtung

$y_{0,10}$	Koordinaten der Konturschnittpunkte $P_{0,10}$
y_k	Koordinate eines Intervallpunktes auf der Verbindungsgeraden $l(x)$
z	Auslenkung

Indizes

A	Antrieb
a	Außen
<i>fluid</i>	Fluidisch
G	Schwerpunkt des beweglichen Gelenkarmes
i	Innen
k	Intervallunterteilung der Kontaktzone
<i>krit</i>	Grenzgröße
n	In normaler Richtung
P	Theoretischer Kontaktpunkt
t	In tangentialer Richtung
u	Umgebung
x	x -Richtung
y	y -Richtung

1 Einleitung

Die Entwicklungen der Mikrosystemtechnik resultieren unmittelbar aus den Erkenntnissen der Mikroelektronik, bei der die Tendenz zu immer kleineren und leistungstärkeren Einheiten die Voraussetzung sowohl für den technischen als auch für den wirtschaftlichen Erfolg gegenüber konventionellen Systemen darstellt. Unter einem Mikrosystem versteht man im allgemeinen Fall eine Einheit aus mechanischen, fluidischen, optischen und elektronischen Komponenten, die kritische Abmessungen im Mikrometerbereich aufweisen. Sensor-Komponenten erfassen Zustandsänderungen von Informations-, Energie- und Substanzflüssen der Umgebung, während die Aktor-Komponenten diese Änderungen selbst bewirken. Die Komponenten sind in der Lage untereinander zu kommunizieren und Informationen über eine Schnittstelle mit der Umgebung auszutauschen.

Ein Mikrosystem kann in seiner Funktion, aber auch unter ökonomischen Gesichtspunkten einer makroskopischen Lösung überlegen sein. So lassen sich bei kleinen Außenabmessungen eine Vielzahl von Komponenten mit geringem Platzbedarf zu einem System integrieren, die gleiche oder unterschiedliche Funktionen aufweisen können. Bei redundanter Anordnung gleicher Funktionsbereiche läßt sich beispielsweise die Zuverlässigkeit und Genauigkeit eines Mikrosystems gegenüber makroskopischer Systeme wesentlich steigern.

Außerdem ermöglicht der geringe Materialbedarf den Einsatz hochwertiger Werkstoffe, die den Anwendungsbereich eines Mikrosystems vergrößern und die Lebensdauer verlängern können. Der Energieverbrauch eines Mikrosystems ist erheblich reduziert, da die Trägheit physikalischer Vorgänge in mikroskopischen Abmessungen wesentlich geringer ist. Darüber hinaus zeigen bestimmte chemische oder physikalische Vorgänge erst in mikroskopischen Abmessungen besonders ausgeprägte Effekte, die nur im Rahmen einer Miniaturisierung technisch nutzbar werden.

Die Vorteile der Mikrotechnik, wie sie beispielsweise in der Mikroelektronik eindrucksvoll unter Beweis gestellt werden, sollen nicht nur eine Verbesserung bestehender Systeme ermöglichen, sondern lassen auch eine Reihe von neuen mikrosystemtechnischen Anwendungen z.B. in der Informations-, der Automobil- oder in der Medizintechnik mit bislang unübersehbarem gesellschaftlichen Nutzen erwarten.

Die Mikrostrukturierungsverfahren der Mikroelektronik basieren auf lithographischen Prozessen, die eine parallele Fertigung (Batch-Prozeß) vieler Strukturen ermöglichen. Dadurch können die Stückkosten im Rahmen einer Massenfertigung gegenüber den konventionellen Fertigungsmethoden erheblich reduziert werden. Die lateralen Konturen werden durch das Maskenmuster vorgegeben und können beliebige Formen annehmen. Die Formenvielfalt der herstellbaren Seitenwände ist jedoch stark eingeschränkt, da ein Strukturabtrag nur in

Projektionsrichtung möglich ist. Unterschiedlich abgeschrägte bzw. gewölbte Seitenflächen können nur durch hohen apparativen Aufwand hergestellt werden.

Bei der Entwicklung technischer Mikrosysteme können biologische Mikrosysteme eine wichtige Vorbildfunktion übernehmen. Sie sind im Vergleich zu technischen Entwicklungen aus wesentlich komplexeren Strukturen aufgebaut, die sich in der Regel nicht mit lithographischen Verfahren herstellen lassen. Unter der Voraussetzung, daß sie sich im Laufe der Evolution durchgesetzt und bewährt haben, können sie gerade für mikrotechnische Anwendungen von besonderer Bedeutung sein. Für die Herstellung derartiger Mikrosysteme sind neue Fertigungslösungen zu entwickeln, die die Effektivität eines Batch-Prozesses mit der Vielfalt einer hybriden Integration von Komponenten sinnvoll kombinieren und die Fertigung von dreidimensionalen Strukturen erlauben.

Ein Mikrosystem läßt sich in der Regel nicht durch die Miniaturisierung einer makroskopischen Lösung in Mikrodimensionen realisieren. Bei der Skalierung einzelner Komponenten sind Größeneffekte zu beachten, die einen Einfluß auf die Funktion haben können. In mikroskopischen Abmessungen können beispielsweise Oberflächenkräfte dominant werden, was im Fall einer Gleitbewegung von mikromechanischen Strukturen zu sehr hohen Reibungskräften und unter Umständen zum Funktionsausfall führen kann. Oftmals ist die Übertragung einer makroskopischen Anwendung in mikroskopische Dimensionen aus fertigungstechnischen Gründen nicht möglich, da Komponenten mit komplexer Geometrie mit den derzeit verfügbaren Mikrostrukturierungsverfahren nicht oder nur durch unverhältnismäßig hohen Montageaufwand hergestellt werden können. Die Realisierung einer mikrotechnischen Komponente erfordert daher meist ein von makrotechnischen Lösungen abweichendes Funktionsprinzip, das an die spezifischen Bedingungen der Fertigungstechnologien und deren Materialien angepaßt sein muß.

Bei der Entwicklung mikrotechnischer Bewegungssysteme kann man sich an den erfolgreichen Konzepten der Natur orientieren. Die Krafterzeugung basiert meist auf chemischen Vorgängen, die z.B. in Muskelfasern ablaufen. Die Kraftumsetzung erfolgt durch starre Glieder, die über bewegliche Verbindungen zu einem Gelenkmechanismus zusammengefügt sind und die erzeugten Kräfte beispielsweise zur Fortbewegung im Wasser, an Land oder in der Luft nutzen. Im Rahmen bionischer Forschungsarbeiten [1] wurde ein hydraulisches Antriebsprinzip an Spinnenbeinen beobachtet, das mit bis zu 10 W/g [2] eine der höchsten spezifischen Leistungen aller Aktorprinzipien aufweist. Aus diesem Grund scheint das hydraulische Prinzip für mikrotechnische Anwendungen mit hohen Anforderungen an Kraft und Stellweg besonders vielversprechend.

Die Realisierbarkeit mikrotechnischer Bewegungssysteme kann eine Vielzahl von neuen Anwendungen beispielsweise im Bereich der Mikrorobotik oder der Medizintechnik ermöglichen. Dort werden komplexe Bewegungsmechanismen gefordert, die zur Manipulation

mikroskopischer Objekte oder zur Fortbewegung von Mikrosystemen eingesetzt werden können. Dabei ist die Kraftumsetzung das zentrale Problem, bei dem die erzeugten Kräfte auf andere Komponenten übertragen und an die Umgebung angekoppelt werden sollen. Für diese Aufgabe fehlen geeignete Mikrogelenkmechanismen, die die Kraftwirkung in präzise Bewegungen umsetzen, einen geringen Platzbedarf aufweisen und nur einen Bruchteil der Antriebskräfte zur Kraftübertragung erfordern.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines aktiven Mikrogelenkes, das über ein hydraulisches oder pneumatisches Antriebsprinzip in Analogie zum Spinnenbeingelenk verfügt und das Problem der Kraftübertragung durch geeignete, technisch realisierbare Gelenkelemente löst. Solch ein Mikrogelenk erlaubt als Grundkomponente der Mikroaktorik die Realisierung beweglicher Mikromechanismen, bei denen die Einzelgelenke in serieller oder paralleler Anordnung über fluidische Schnittstellen angesteuert werden können. Sie hebt sich von bisherigen Entwicklungen fluidischer Mikroantriebe, z.B. Linearaktor [3] oder Mikroturbine [4, 5], durch die schwenkende Ausgangsbewegung ab.

Die technische Umsetzung des in der Natur beobachteten Antriebsprinzips erfordert neben der Berücksichtigung konstruktiver Aspekte auch die Auswahl geeigneter Materialien und Fertigungstechnologien. Um aus einer uneingeschränkten Vielzahl konstruktiver Lösungen eine Gelenkart zur mikrotechnischen Realisierung zu favorisieren, wird das Bewegungs- und Reibungsverhalten von gängigen Gelenkarten durch ausführliche Simulationsrechnungen ermittelt und beurteilt. Im weiteren wird ein Konzept zur mikrotechnischen Umsetzung erarbeitet, das insbesondere neue Technologien zur Herstellung dreidimensionaler Mikrostrukturen, sowie die Auswahl funktionsgerechter Werkstoffe und geeigneter Aufbau- und Verbindungstechniken zur Herstellung der Gelenke im Submillimeterbereich beinhaltet. Auf Basis des erarbeiteten Konzeptes werden erste Funktionsmuster hergestellt, deren Antriebsverhalten experimentell ermittelt wird.

Im Rahmen dieser Arbeit wird in Kap. 2 zunächst die Idee eines fluidischen Mikrogelenkes präsentiert, das an das beobachtete Bewegungsprinzip bei Spinnen angelehnt ist. Darüber hinaus wird die Problematik bei der technischen Umsetzung am Beispiel des LIGA-Verfahrens aufgezeigt.

In Kap. 3 werden form- und stoffschlüssige Gelenke betrachtet. Dabei wird der Frage nachgegangen, ob sich das Reibungsverhalten einer formschlüssigen Verbindung durch die Gelenkgeometrie günstig beeinflussen läßt. Dazu wird ein Modell eines formschlüssigen Drehgelenkes vorgestellt, das sowohl im Hinblick auf das Verständnis des Bewegungsverhaltens als auch hinsichtlich des Reibungsverhaltens untersucht wird. Die Simulation der Gelenkarmbewegung erfolgt unter dem Einfluß der Schwerkraft in Abhängigkeit von Reibzahl, Materialdämpfung und Gelenkgeometrie.

In Kap. 4 wird die technische Machbarkeit eines fluidischen Mikrogelenkes überprüft. Dazu werden Konzepte zur mikrotechnischen Realisierung erarbeitet und bewertet. Neben den gängigen Technologien werden insbesondere Verfahren untersucht, die die Herstellung dreidimensionaler Mikrostrukturen ermöglichen. In Anlehnung an die Herstellung beweglicher Mikrostrukturen mit Hilfe eines zweidimensionalen Opferschichtverfahrens [6] wird die Machbarkeit einer Strukturierung mit verlorenen Kernstrukturen zur Herstellung von dreidimensionalen Hohlkörpern in Form einer Studie überprüft. In Ergänzung dazu werden sowohl Versuche zum Spritzgießen mit Einlegeteilen als auch Versuche zum Blasformen vorgefertigter Strukturen zur Erzeugung dünnwandiger Hüllstrukturen vorgestellt.

Abschließend werden die Herstellung und Charakterisierung erster Funktionsmuster in mikrotechnischen Abmessungen in Kap. 5 dargestellt, wobei die Meßergebnisse mit einfachen theoretischen Abschätzungen verglichen werden.

2 Ausgangssituation

Die Wissenschaftsdisziplin der Bionik [7] befaßt sich mit der technischen Umsetzung und Anwendung von Konstruktionen, Verfahren und Entwicklungsprinzipien biologischer Systeme. Sie versucht nicht zu kopieren, sondern die Natur nach Anregungen für eigenständige technologische Konzepte zu durchforsten. Gerade bei der Entwicklung komplexer Mikrosysteme ist diese Vorgehensweise besonders attraktiv, da die Effekte in Mikrodimensionen neue Lösungsansätze erfordern. Dabei kann von einer ungemein langen Entwicklungszeit biologischer Systeme profitiert werden, in der die Funktionen durch Mutation, Rekombination und Selektion optimiert worden sind.

In diesem Kapitel soll zunächst das hydraulische Bewegungsprinzip des Spinnenbeins als konstruktives Vorbild für ein fluidisches Mikrogelenk erläutert werden. Im Anschluß daran werden die technologischen Randbedingungen zur mikrotechnischen Umsetzung am Beispiel des LIGA-Verfahrens [8] aufgezeigt, das sich im Vergleich zu anderen Mikrostrukturierungsverfahren zur Herstellung von Mikrostrukturen mit hohen Aspektverhältnissen (Strukturhöhe zu lateraler Abmessung) eignet.

2.1 Hydraulische Beinstreckung bei Spinnen

Spinnen weisen als wirbellose Tiere ein Exoskelett auf, bei dem die Gefäße und Muskeln im Innern der aus Chitin bestehenden Stützhülle verlaufen. Die sieben Glieder eines Beines sind gelenkig miteinander verbunden und weisen eine röhrenförmige Struktur auf. Die Beweglichkeit der Spinnenbeinglieder wird einerseits durch eine gut entwickelte Muskulatur, andererseits aber auch durch die unterschiedliche Ausbildung der Gelenke bestimmt.

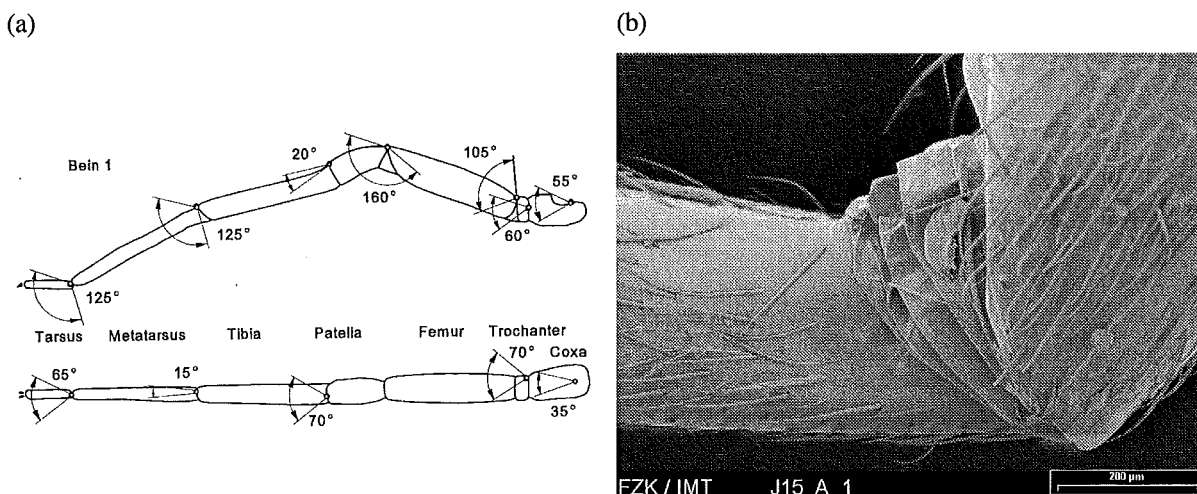


Abb. 2.1: Anatomie des Spinnenbeins. (a)-Bewegungsmöglichkeiten der einzelnen Glieder [9]; (b)-REM-Aufnahme einer einfaltbaren Gelenkkapsel zwischen Femur und Patella.

Die meisten Gelenke werden von mehreren Muskeln durchzogen, die entweder als Beuger oder Strecker (Antagonismus) wirken. Zwei bemerkenswerte Ausnahmen sind das Femur-Patella-Gelenk und das Tibia-Metatarsus-Gelenk, die nur Beugemuskeln aufweisen. Bei diesen Gelenken sind die Bewegungsdrehpunkte so weit an den äußeren Rand der Röhrenstruktur verlagert, daß wirksame Kraftangriffspunkte zur muskulären Beinstreckung nicht vorhanden sind. Aufgrund hydraulischer Innenkräfte ist es der Spinne aber dennoch möglich, das effektive Zusammenspiel von Beugung und Streckung zur Fortbewegung zu nutzen.

Wie der größte Teil der wirbellosen Tiere besitzen Spinnen ein offenes Blutgefäßsystem, bei dem die Blutflüssigkeit (Hämolymphe) nach dem Austritt aus den Arterien das Gewebe durchsetzt und sich in den zentralen Kanälen (Lakunen) wieder sammelt. Die fluidische Abdichtung der Gelenkbereiche erfolgt durch dünne Membranen (Abb. 2.1b), die ähnlich wie ein Faltenbalg eine Relativbewegung der Glieder zulassen und sich beim Abwinkeln einfalten. Durch die Kontraktion des Vorderkörpers kann die Spinne den Hämolymphtdruck in den Lakunen erhöhen und ein Drehmoment an den angrenzenden Gliedern erzeugen. Dadurch wird eine Streckbewegung eingeleitet, die mit einer Volumenexpansion der gekapselten Gelenkbereiche einhergeht. Im Falle einer Hausspinne [10] beträgt die Volumenänderung bei einer 120°-Schwenkbewegung des Femur-Patella-Gelenkes ca. 0,6 mm³. Die gemessenen Drehmomente liegen im Bereich von 10 - 30 µNm bei einem Differenzdruck von ca. 700 hPa. In Abb. 2.2 ist das Prinzip der hydraulischen Spinnenbeinstreckung schematisch dargestellt.

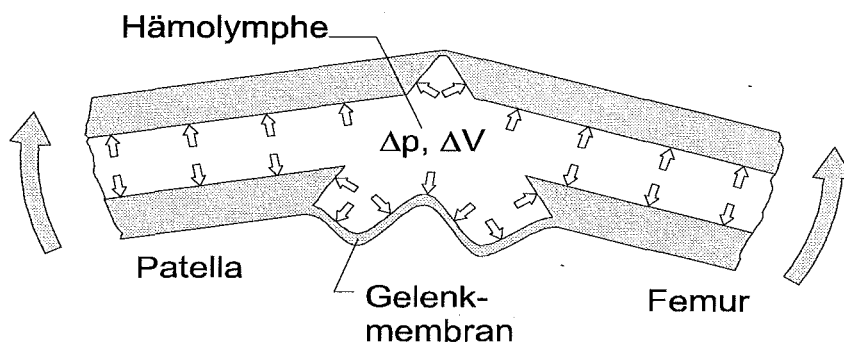


Abb. 2.2: Schematische Darstellung der hydraulischen Bewegungserzeugung bei Spinnenbeinen.

2.2 Technologische Voraussetzungen

Die meisten Mikrostrukturierungsverfahren leiten sich aus den Technologien der Mikroelektronik ab und basieren auf lithographischen Prozessen, die eine parallele Prozessierung (Batch-Prozesse) vieler Strukturen ermöglichen. Dieser bei der Serienfertigung entscheidende Vorteil zieht jedoch wesentliche geometrische Einschränkungen für mikromechanische Strukturen nach sich, die am Beispiel des LIGA-Verfahrens aufgezeigt werden:

- Die lateralen Strukturkonturen können beliebig geformt sein, während die Seitenwandorientierung aus der Projektionsrichtung der Röntgentiefenlithographie resultiert. In der Regel sind die Seitenwände senkrecht zur Substratebene ausgerichtet. Die Herstellung dreidimensionaler Strukturen mit gewölbten oder unterschiedlich abgeschrägten Seitenflächen ist derzeit nur eingeschränkt möglich, da sich die hierfür erforderlichen apparativen Einrichtungen und Prozesse in der Entwicklung befinden. Mit dem LIGA-Verfahren können zur Zeit Mikrostrukturen mit Höhen von bis zu einigen Hundert Mikrometern hergestellt werden, wobei die Fertigungstoleranzen im Bereich von $\pm 1 \mu\text{m}$ liegen.
- Die Strukturen weisen im Normalfall einheitliche Höhen ohne Stufensprünge auf. Zweistufige Strukturmuster können hergestellt werden [11], wobei ein justierter Lithographieschritt in der zweiten Resistebene erforderlich wird.

Eine monolithische Herstellung mikroskopischer Hohlkörpern ist derzeit nicht möglich. Mikrofluidische Anwendungen werden im allgemeinen durch einen Mehrschichtaufbau realisiert, bei dem die fluidisch dichte Hohlkammer durch Bonden oder Verkleben mehrerer Schichten entsteht. Dies schließt auch Hohlkammern mit variablem Volumen ein, die durch aufgespannte Membranen realisiert werden und beispielsweise als Pumpenkammern dienen. Durch solch einen Aufbau kann die Funktion der Mikrokomponenten jedoch entscheidend beeinträchtigt werden, was oftmals auf den Fügeprozeß (Dejustierung, Haftung, Kriechen bzw. Altern der Fügestelle) oder die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten der Materialien zurückzuführen ist.

Um den Aufbau mikrofluidischer Komponenten zu vereinfachen und deren Zuverlässigkeit zu steigern, sind Mikrostrukturierungsverfahren zur Herstellung dreidimensionaler Hohlkörper wünschenswert. Ein wesentlicher Teil dieser Arbeit (Kap. 4.4) beschäftigt sich im Rahmen einer Machbarkeitsstudie mit Verfahren, die prinzipiell zur Herstellung dünnwandiger Hohlkörper geeignet sind und die mikrotechnische Umsetzung eines fluidischen Antriebes in Anlehnung an das Spinnenbeinprinzip durch die Herstellung einer geeigneten Gelenkkapsel erlauben.

3 Gelenke

Bewegliche Mechanismen können realisiert werden, indem man einzelne Bauteile über ein form-, kraft- oder stoffschlüssiges Gelenk [12] miteinander verbindet. Formschlüssige Gelenke weisen Spielpassungen auf, die eine Relativbewegung der Komponenten zulassen. Diese Form der Gelenkverbindung (Bsp. Scharniergelenk) ist in der Makrotechnik sehr gebräuchlich, ist aber meist mit Gleitreibung verbunden, die bei längerer Betriebsdauer einen erheblichen Verschleiß in den Kontaktflächen verursachen kann. Überträgt man dieses Konstruktionsprinzip auf Mikrostrukturen, können die Oberflächeneffekte das Bewegungsverhalten dominieren und die Reibung drastisch erhöhen. Dies kann die Funktion des Gelenkes erheblich beeinträchtigen und zum schnellen Erreichen der Verschleißgrenze führen.

Bei kraftschlüssigen Verbindungen (Bsp. Tischführung schwerer Werkzeugmaschinen oder Kniegelenk des Menschen) halten die Gelenkelemente nicht aufgrund ihrer Form zusammen. Zusätzliche Kräfte sind erforderlich, um die Funktion von der Lage unabhängig zu gewährleisten. Die Relativbewegung im Kontaktbereich kann sowohl gleitende als auch rollende Anteile aufweisen, die sich aus der Gelenkgeometrie und der Kraftwirkung mechanischer Elemente oder äußerer Felder ergeben. Dadurch können Reibungs- und Verschleißeffekte reduziert werden, was sich bei der Miniaturisierung solcher Gelenke vorteilhaft auswirken kann.

Die Beweglichkeit stoffschlüssiger Gelenke (Bsp. Verschlußdeckel einer Shampoo-Flasche) basiert auf der elastischen Nachgiebigkeit des Materials. Die Bewegung erfolgt in Abhängigkeit der angreifenden Verformungskräfte. Durch die Formgebung des Gelenkes kann ein anisotropes Verformungsverhalten erreicht werden, das die Bewegung in einer Ebene bevorzugt. Gleit- und Rollreibungseffekte sind bei diesen Gelenken ausgeschlossen, da sich keine Oberflächen relativ zueinander bewegen. Aufgrund dessen ist der Einsatz dieser Gelenkart in beweglichen Mikrosystemen attraktiv.

In diesem Kapitel soll das Bewegungsverhalten formschlüssiger Drehgelenke und stoffschlüssiger Biegegelenke behandelt werden. In Kap. 3.1 wird ein Modell zur Simulation des dynamischen Verhaltens eines Drehgelenkes im Schwerfeld vorgestellt. Die im Kontakt- und Schwerpunkt auftretenden Bewegungsphänomene werden analysiert. Ein weiteres Ziel der theoretischen Betrachtung ist es, den Geometrieinfluß auf die im Gelenk auftretenden Kontaktkräfte zu untersuchen und so auf das Reibungsverhalten zu schließen. Kann für ein bestimmtes dynamisches Kraft-Weg-Verhalten eine Geometrieabhängigkeit nachgewiesen werden, ist es möglich, das Reibungsverhalten nicht nur bei Mikrostrukturen durch die Form des Gelenkes günstig zu beeinflussen. Im Anschluß daran wird das Verhalten stoffschlüssiger Gelenke am Beispiel eines einfachen Biegegelenkes in Kap. 3.2 erörtert.

3.1 Formschlüssiges Drehgelenk

Zur Untersuchung des dynamischen Verhaltens eines formschlüssigen Drehgelenkes dient ein ebenes Modell eines Gleitlagers, das aus einer ortsfesten Lagerschale und einer frei beweglichen Welle besteht. Die bewegliche Welle ist mit einem Gelenkarm verbunden, dessen Bewegung durch die drei unabhängigen Schwerpunktskoordinaten erfaßt wird. Die Reaktionskräfte in der Kontaktzone werden durch ein geeignetes Kontaktmodell simuliert, das sowohl elastische und plastische als auch viskoelastische Verformungsanteile in normaler und tangentialer Richtung berücksichtigt. Die Kräfte- und Momentenbilanz führt zu einem Anfangswertproblem mit Differentialgleichungen, die mit Hilfe eines numerischen Verfahrens gelöst werden können.

Die dynamische Untersuchung erfolgt durch die Anregung des Gelenkarmes im Schwerfeld. Als Anfangsbedingung wird dieser aus der Gleichgewichtsposition herausgeschwenkt und die Bewegung als Folge der wirkenden Kräfte simuliert. Von besonderem Interesse sind dabei die tangentialen Kontaktkräfte innerhalb des Gleitlagers. Mit der Kenntnis dieser Kräfte kann das Drehgelenk hinsichtlich dissipativer Reibungseffekte beurteilt werden. Die Bewegungssimulation wird für unterschiedliche Gleitlagerabmessungen durchgeführt, um den Geometrieinfluß auf die Kontaktkräfte und damit auf das Reibungsverhalten zu ermitteln.

3.1.1 Mechanik in der Kontaktzone

Das Kontaktmodell einer Gleitlagerung beschreibt die in der Berührzone auftretenden Verformungen und Kräfte. Zwischen Lagerschale und Welle bildet sich aufgrund der wirkenden Kräfte eine gemeinsame Berührzone aus. Ein Festkörperkontakt ist immer mit der lokalen Verformung der ursprünglichen Oberflächenkontur verbunden, was die Ursache für dissipative Effekte darstellt. Ein geeignetes Kontaktmodell, das die wesentlichen Effekte in der Kontaktzone erfassen soll, muß sowohl elastische und plastische als auch viskoelastische Verformungen des Materials berücksichtigen. Das im Rahmen dieser Arbeit verwendete Kontaktmodell geht auf Arbeiten von Horie [13, 14] zurück und wird an die Problematik des untersuchten Drehgelenkes angepaßt. Es simuliert die in der Kontaktzone auftretenden Reaktionskräfte F_n und F_t in normaler und tangentialer Richtung.

Die technische Ausführung eines Drehgelenkes, das im wesentlichen aus einer Wellen-Naben Verbindung mit Spielpassung besteht, ist in Abb. 3.1 dargestellt.

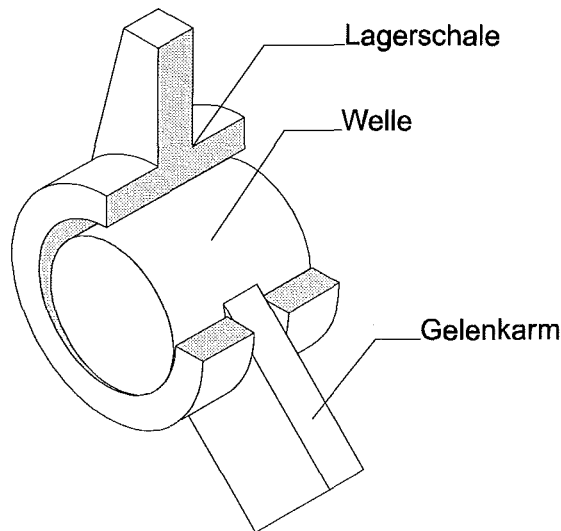


Abb. 3.1: Technische Ausführung eines Drehgelenkes, das aus einer Lagerschale und einer beweglichen Welle besteht. Der Gelenkarm ist mit der Welle verbunden und kann sich im vorgegebenen Schwenkbereich frei bewegen.

Um die Verformung in der Kontaktzone ermitteln zu können, werden die Gelenkkonturen analytisch beschrieben. Um eine möglichst große Geometrievielfalt mit unterschiedlichen Krümmungsradien untersuchen zu können, werden für Lagerschale und Welle elliptische Konturen gewählt, die durch die Wahl der Halbachsen a , b festgelegt werden. Dies impliziert ebenfalls den Spezialfall einer kreisrunden Geometrie mit gleich langen Halbachsen. In Abb. 3.2 ist ein Drehgelenk dargestellt, das eine kreisrunde Lagerschale (Radius $R = a_1 = b_1$) und eine elliptische Welle mit den Halbachsen a_2 und b_2 aufweist.

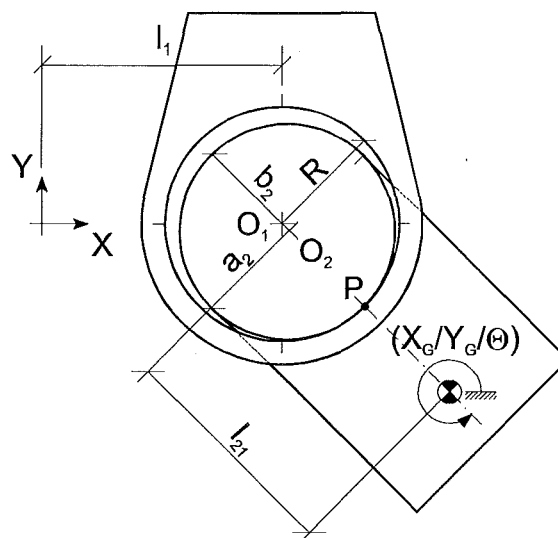


Abb. 3.2: Ebenes Modell eines Drehgelenkes mit ortsfester Lagerschale und beweglichem Gelenkarm. Die Gelenkkonturen werden über die Wahl der Halbachsen ($a_1 = b_1 = R$ bzw. a_2 , b_2) analytisch festgelegt.

Die Mittelpunkte der beiden Gelenkkonturen sind durch die Punkte O_1 und O_2 gekennzeichnet. Die Gelenkkonturen berühren sich im Bereich des Punktes P , der als theoretischer

Berührungspunkt festgelegt wird. Der Schwerpunkt des Gelenkarmes ist gegenüber O_2 um die Länge l_{21} entlang des Armes verschoben. Die Bewegung des Gelenkarmes wird durch die ebenen Schwerpunktskoordinaten X_G , Y_G und θ erfasst.

Eine Pendelbewegung des Gelenkarmes wird angeregt, indem dieser um den Winkel φ aus seiner Gleichgewichtsstellung herausgeschwenkt und unter Einwirkung der Schwerkraft losgelassen wird. Diese Bewegung kann simuliert werden, sofern die Reaktionskräfte in der Kontaktzone hinreichend bekannt sind. Das hierfür notwendige Kontaktmodell soll im folgenden vorgestellt werden.

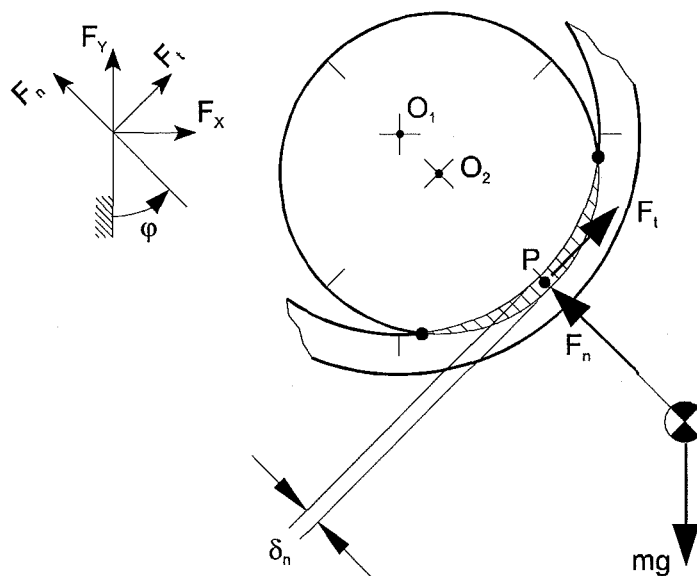


Abb. 3.3: Vergrößerte Darstellung der Kontaktzone unter Einwirkung der Gewichtskraft. Gemäß dem verwendeten Kontaktmodell beschreibt die fiktive Eindringung δ_n die Verformung in normaler Richtung.

Die bei der Berührung zweier Körper wirkenden Kräfte verursachen eine Verformung im Bereich der jeweiligen Oberfläche, so daß sich eine gemeinsame Berührzone ausbildet. Aufgrund der Kontaktelastizität ändert sich der Mittelpunktsabstand der Körper um den Betrag der Verformung. Das im Rahmen dieser Arbeit verwendete Kontaktmodell beschreibt diese Verformung auf Basis einer geometrischen Konstruktion (siehe Abb. 3.3), bei der sich eine fiktive Eindringung in normaler Richtung aufgrund der Mittelpunktsverschiebung aus der Überlappung unverformter Gelenkkonturen ermitteln läßt. Um die maximale Eindringung δ_n zu ermitteln (siehe Anhang Kap. 7.1.2), wird die Kontaktzone durch eine Geradenschar mit normaler Ausrichtung in äquidistante Intervalle unterteilt. Die Schnittpunkte der Geraden mit den Gelenkkonturen geben die jeweilige Eindringtiefe in normaler Richtung an, aus denen die Maximaleindringung δ_n durch eine Vergleichsanweisung ermittelt werden kann. Sie gibt das in Wirklichkeit auftretende Verformungsmaß in normaler Richtung wieder und kann als Produkt mit der Federsteifigkeit der Kontaktpaarung C_F zur Berechnung der elastischen Normalkraft herangezogen werden.

Die Berechnung der Reaktionskräfte in normaler und tangentialer Richtung in der Kontaktzone basiert auf den folgenden Gleichungen:

$$F_n = C_F \cdot \delta_n + C_D \cdot \dot{\delta}_n \quad (3.1)$$

$$F_t = \text{sgn}(v_{rel}) \cdot \mu \cdot F_n - C_D \cdot v_P \quad (3.2)$$

wobei

$$\text{sgn}(v_{rel}) = \begin{cases} 1, & v_{rel} < 0 \\ 0, & v_{rel} = 0 \\ -1, & v_{rel} > 0 \end{cases} \quad (3.3)$$

Die am Gelenkarm wirkenden Axialkräfte werden in die Kontaktzone des Gleitlagers eingeleitet und sowohl durch elastische als auch viskoelastische Verformungen aufgenommen. Der elastische Anteil von F_n läßt sich als Produkt aus der Federsteifigkeit C_F der Kontaktpaarung und der maximalen Eindringtiefe δ_n berechnen. Der zweite Summand der Tangentialkraftberechnung beschreibt den viskosen Verformungsanteil, der sich proportional zur Verformungsgeschwindigkeit in normaler Richtung verhält. Er läßt sich als Produkt aus dem Dämpfungskoeffizient C_D des Materials und der zeitlichen Änderung der maximalen Eindringtiefe $\dot{\delta}_n$ berechnen.

Die Reaktionskraft in tangentialer Richtung setzt sich aus der klassischen Gleitreibungskraft [16] und einer geschwindigkeitsproportionalen Kraft zusammen. Die Gleitreibungskraft wird entsprechend dem Coulomb'schen Reibungsgesetz angenähert durch das Produkt aus Gleitreibungskoeffizient μ und simulierter Normalkraft F_n . Sie stellt in Abhängigkeit von F_n die maximal übertragbare Tangentialkraft im Falle der relativ zueinander bewegten Oberflächen dar. Da sie stets der Bewegungsrichtung entgegen wirkt, ist ihr Vorzeichen über die Signum-Funktion $\text{sgn}(x)$ an die Relativgeschwindigkeit v_{rel} gekoppelt, die die Bewegung der Welle gegenüber der Lagerschale beschreibt. Die Relativgeschwindigkeit läßt sich näherungsweise berechnen, indem man die rotatorischen Bewegungen des Kontaktpunktes φ und des Schwerpunktes θ über eine kinematische Beziehung (siehe Anhang Kap. 7.1.4) in Zusammenhang bringt.

Werden die tangentialen Antriebskräfte beispielsweise in den Umkehrpunkten einer oszillatorischen Bewegung sehr klein, kann die Relativbewegung zum Stillstand kommen und die in der Kontaktzone übertragene Tangentialkraft nicht mehr durch das Coulomb'sche Reibungsgesetz angenähert werden. Als erste grobe Näherung soll die Tangentialkraft durch das Ein- und Ausschalten der Gleitreibungskraft simuliert werden. Hierzu werden Grenzwinkelgeschwindigkeiten für die Bewegung des Kontaktpunktes $\dot{\varphi}_{krit}$ und für die Drehung des Schwerpunktes $\dot{\theta}_{krit}$ eingeführt. Werden beide Grenzwerte gleichzeitig unterschritten, wird die

Relativgeschwindigkeit v_{rel} und damit der Gleitreibungsanteil gleich Null gesetzt. Dadurch kann in Bereichen mit kleiner Relativgeschwindigkeit ein dem Stick-Slip Effekt ähnliches Verhalten entstehen, das auf das diskontinuierliche „Ein- und Ausschalten“ der Gleitreibung zurückzuführen ist.

Der viskoelastische Kraftanteil in tangentialer Richtung errechnet sich als Produkt aus dem Dämpfungskoeffizienten C_D des Materials und der Geschwindigkeit v_P des theoretischen Berührungspunktes P . Die Größe v_P beschreibt die zeitliche Änderung der Kontaktzone im globalen Koordinatensystem und ist unabhängig von der Relativgeschwindigkeit v_{rel} .

Die Vorgehensweisen zur Berechnung von δ_n , $\dot{\delta}_n$, v_{rel} und v_P sind im Anhang in Kap.7 dokumentiert.

Folgende Annahmen werden für die Anwendung des Kontaktmodells getroffen:

- Das Modell läßt eine Überlagerung von translatorischen und rotatorischen Gelenkarmbewegungen in der Ebene zu. Die Gelenkarmbewegung kann simuliert werden, solange sich die Gelenkkonturen aufgrund der äußeren Kräfte berühren und eine lokale Eindringung berechnet werden kann. Wird $\delta_n < 0$, was mit der Separation der Gelenkarme gleichzusetzen ist, müssen die Reaktionskräfte zu Null gesetzt werden. Dieser Fall soll im Rahmen der durchgeführten Berechnungen nicht berücksichtigt werden.
- Die Berechnung der Tangentialkraft gemäß Gl. (3.2) gibt das reale Reibungsverhalten bei großen Relativgeschwindigkeiten in guter Näherung wieder. Bei kleinen Relativgeschwindigkeiten hingegen wird die Tangentialkraft durch das Ein- und Ausschalten der Gleitreibungskraft nur sehr grob angenähert. Damit die diskontinuierlichen Effekte bei kleiner Relativgeschwindigkeit eine untergeordnete Rolle spielen, werden im Rahmen dieser Arbeit Gelenkarmbewegungen mit großen Amplituden im Auslenkungsbereich $-45^\circ < \varphi < +45^\circ$ simuliert.
- Eine quantitative Bestimmung der Größen ist nur möglich, sofern die erforderlichen Koeffizienten C_F für die Federsteifigkeit der Kontaktpaarung und C_D für das Dämpfungsverhalten des Materials hinreichend bekannt sind. Sie stellen im Rahmen der durchgeführten Berechnung isotrope Konstanten dar, die so gewählt werden, daß sie dem physikalischen Verhalten der Kontaktpaarung näherungsweise entsprechen.
- Die Wirklinien der in der Kontaktzone simulierten Reaktionskräfte F_n und F_t verlaufen durch den theoretischen Berührungspunkt P . Dieser befindet sich in normaler Richtung bei maximaler Konturüberschneidung in der Mitte des sich überlappenden Bereiches.

3.1.2 Kinetik des Schwerpunktes

Die in der Kontaktzone simulierten Reaktionskräfte F_t und F_n können über eine Drehtransformation aus dem lokalen t, n -Koordinatensystem in das globale x, y -Koordinatensystem überführt werden. Es gilt der folgende Zusammenhang:

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi \\ \sin \varphi & \cos \varphi \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} F_t \\ F_n \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

Die Bilanzierung der Kräfte und Momente in x -, y - und Θ -Richtung führt zu den Bewegungsgleichungen des Gelenkarmes. Dies soll anhand der in Abb. 3.4 dargestellten Situation verdeutlicht werden.

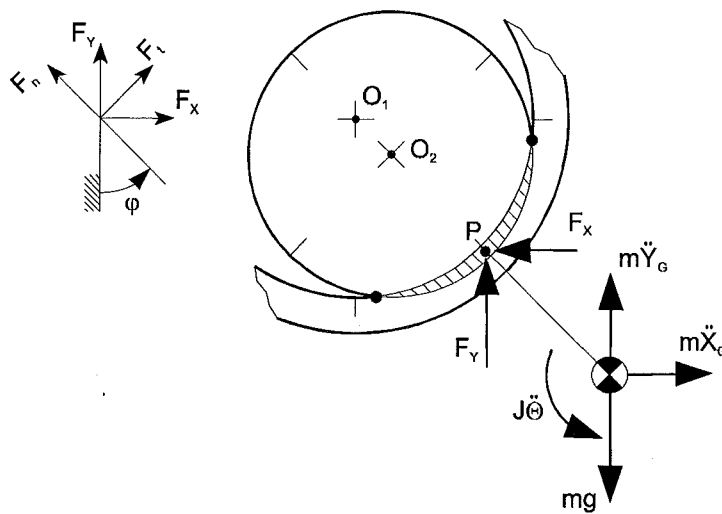


Abb. 3.4: Kinetische Betrachtung des ausgelenkten Gelenkarmes unter Einwirkung der Schwerkraft.

Die Kräfte- und Momentenbilanz schließt sowohl die transformierten Reaktionskräfte der Kontaktzone, als auch die Trägheitskräfte und -momente der Gelenkarmmasse mit ein. Die kinetische Betrachtung in Abb. 3.4 erfolgt unter dem Einfluß Schwerkraft, die den Schwerpunkt des ausgelenkten Gelenkarmes in Richtung Gleichgewichtsstellung beschleunigt. Dies führt zu den folgenden Differentialgleichungen der unabhängigen Schwerpunktskoordinaten X_G , Y_G und Θ :

$$\ddot{X}_G = \frac{F_x}{m} \quad (3.5)$$

$$\ddot{Y}_G = g - \frac{F_y}{m} \quad (3.6)$$

$$\ddot{\Theta} = -\frac{F_x(Y_P - Y_G) + F_y(X_P - X_G)}{J} \quad (3.7)$$

Die Größen g , m und J stellen die Erdbeschleunigung, die Masse des Gelenkarmes, sowie dessen rotatorisches Trägheitsmoment dar, während die Koordinaten X_P , Y_P die Lage des theoretischen Berührungspunktes P beschreiben. Die Kräfte F_x und F_y errechnen sich aus den Größen δ_n , $\dot{\delta}_n$ und v_P , die ihrerseits über nichtlineare Zusammenhänge von den Schwerpunktskoordinaten X_G , Y_G und Θ und deren zeitlichen Ableitungen \dot{X}_G , \dot{Y}_G und $\dot{\Theta}$ abhängen (siehe Anhang Kap.7).

Um den Weg, die Geschwindigkeit und die Beschleunigung des Gelenkarmes in Abhängigkeit der Zeit zu simulieren, müssen die Bewegungsgleichungen mit Hilfe eines geeigneten Verfahrens gelöst werden. Eine Möglichkeit zur numerischen Lösung wird im folgenden Abschnitt vorgestellt.

3.1.3 Numerisches Lösungsverfahren

In diesem Kapitel wird eine Rechenprozedur vorgestellt, mit der die Bewegungsgleichungen (3.5), (3.6) und (3.7) numerisch gelöst werden können. Die benutzte Näherungslösung basiert auf dem Verfahren von Gill [15], das eine weiterentwickelte Form des Verfahrens von Runge-Kutta [15] darstellt. Die Gleichungen des Verfahrens sind im Anhang (Kap. 7.1.7) dokumentiert.

Die Rechenprozedur, wie sie in Abb. 3.5 schematisch dargestellt ist, erfolgt in diskreten Zeitschritten und beginnt mit der Eingabe der Anfangsbedingungen zum Zeitpunkt $t_0 = 0$. Zu den Anfangsbedingungen zählen die Material- und Geometriedaten, sowie Ort und Geschwindigkeit des Gelenkarmes. Des weiteren werden die Schrittweite der Rechenprozedur und die Gesamtanzahl der Rechenschritte eingegeben. Zu Beginn der Berechnung befindet sich der Gelenkarm in einer um den Winkel φ aus der Gleichgewichtsposition herausgeschwenkten Ruhelage und wird durch eine äußere Kraft bis zum Zeitpunkt t_0 in dieser Position gehalten. Die Überschneidung der Gelenkkonturen zu Beginn der Simulation δ_{n0} wird aus der Normalkraftkomponente in der Kontaktzone und der Federsteifigkeit C_F ermittelt. Wird die äußere Kraft entfernt, bewirkt die Schwerkraft eine Beschleunigung in Richtung der Gleichgewichtsposition und der Gelenkarm beginnt zu sich bewegen.

Im ersten Rechenzyklus wird die Näherungslösung für den Zeitpunkt $t = t_1$ berechnet. Die Folgeschleife nutzt die berechneten Bewegungsgrößen zum Zeitpunkt $t = t_1$ als Eingabegrößen und ermittelt die Werte für den Zeitpunkt $t = t_2$. Die Berechnung für die nachfolgenden Zeitschritte erfolgt entsprechend, wobei dieser Vorgang N -mal wiederholt wird, um die Gelenkarmbewegung bis zum Zeitpunkt $t = t_N$ zu simulieren.

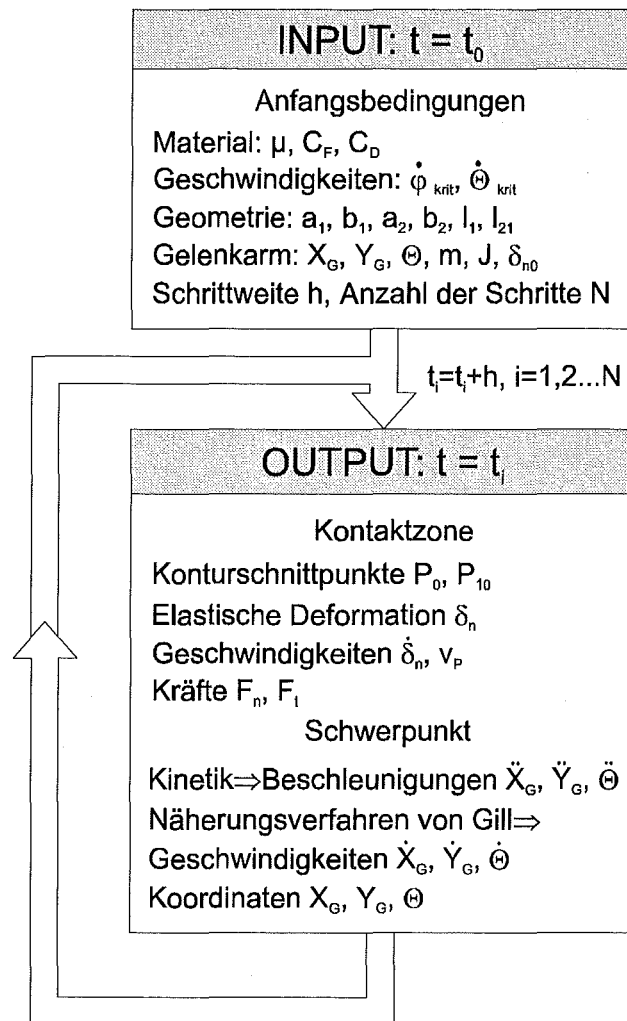


Abb. 3.5: Schematische Darstellung der Rechenprozedur zur Lösung der Bewegungsgleichungen. Die Anfangsbedingungen, die in Form einer Parameterliste eingelesen werden, geben die Ausgangssituation des Systems wieder. Das Hauptprogramm berechnet die Näherungslösungen je Zeitintervall, wobei alle wichtigen Simulationsdaten in einer Ausgabedatei gespeichert werden.

3.1.4 Simulationsergebnisse

Dieser Abschnitt umfaßt die Darstellung der durchgeführten Simulationsrechnungen, wobei die verwendeten Systemparameter zunächst aufgelistet und erläutert werden sollen. Die Gelenkarmbewegung und die im Kontaktpunkt wirkenden Kräfte werden am Beispiel eines typischen Ergebnisses entsprechend dem verwendeten Kontaktmodell analysiert und der Einfluß von Reibzahl und Materialdämpfung dargestellt. Das dynamische Verhalten soll am Beispiel einer kreisrunden Geometrie exemplarisch dargestellt und diskutiert werden. Abschließend werden die Schwerpunktsbewegungen und die viskosen Tangentialkräfte in Abhängigkeit der Geometrie untersucht und die Auswirkungen auf das Reibungsverhalten innerhalb der ersten Pendelperiode dargelegt.

Die Bewegung des Gelenkarmes ergibt sich durch eine Überlagerung aus makroskopischer Pendelbewegung in tangentialer Richtung und mikroskopischer Oszillation in normaler Richtung. Die Federsteifigkeit der Kontaktpaarung C_F und die Masse m des Gelenkarmes bestimmen die Eigenfrequenz der mikroskopischen Eindringbewegung. Aus der von Horie [13] ermittelten Federsteifigkeit ($C_F = 68,65 \times 10^6 \text{ N/m}$) resultiert eine hochfrequente Oszillation, die das Auflösen durch mindestens 10 Zeitschritte pro Periode erfordert. Da das Bewegungsverhalten in normaler Richtung von untergeordneter Rolle ist, kann die Rechenzeit des numerischen Verfahrens durch Einführung einer reduzierten Federsteifigkeit $C_F = 2200 \text{ N/m}$ erheblich gesenkt werden. Die Schrittweite bei der numerischen Lösung beträgt $h = 0,1 \text{ ms}$.

Der bewegliche Gelenkarm mit Abmessungen im Millimeterbereich weist eine Masse von $m = 0,5 \text{ g}$ auf. Die angenommene Reibzahl $\mu = 0,12$ ist ein typischer Literaturwert für Gleitreibung [16] bei einer ungeschmierten Stahl-Stahl Paarung. Die Grenzggeschwindigkeiten $\dot{\phi}_{krit}$ und $\dot{\Theta}_{krit}$, die über den Gleitreibungsbeitrag zur Tangentialkraft entscheiden, werden festgelegt zu $0,15 \text{ rad/s}$ bzw. $2,5 \text{ rad/s}$. Sie entsprechen ca. einem Zehntel der jeweiligen Maximalwerte.

Da isotropes Materialverhalten vorausgesetzt wird, sind die Dämpfungskoeffizienten in normaler und tangentialer Richtung identisch und betragen bei den durchgeführten Berechnungen jeweils $0,15 \text{ Ns/m}$. Sie sind so gewählt, daß die Maximalwerte der viskosen Kräfte in der Größenordnung der Gleitreibungskraft $\mu \cdot F_n$ liegen.

3.1.4.1 Bewegungs- und Kraftanalyse

Dieses Unterkapitel beschreibt sowohl die auftretenden Bewegungsphänomene in Schwer- und Kontaktpunkt als auch die wirkenden Kontaktkräfte in normaler und tangentialer Richtung bei der Gelenkarmbewegung im Schwerfeld. Darüber hinaus wird der Einfluß der Reibzahl μ und der Dämpfungskonstanten C_D auf das dynamische Verhalten dargestellt.

In Abb. 3.6 sind Bewegungsablauf und Reaktionskräfte in der Kontaktzone für die erste Pendelperiode verdeutlicht. Die Bewegungsanregung erfolgt durch die Auslenkung des Gelenkarmes um $\varphi_0 = 45^\circ$ und $\Theta_0 = 315^\circ$. Aufgrund der Schwerkraftkomponente in normaler Richtung beträgt die fiktive Eindringung der Gelenkkonturen in der Ausgangsposition δ_{n0} ca. $1,6 \mu\text{m}$. Die Bewegungsanalyse wird an kreisrunden Konturen mit $a_1 = 4 \text{ mm}$, $b_1 = 4 \text{ mm}$, $a_2 = 3,45 \text{ mm}$ und $b_2 = 3,45 \text{ mm}$ durchgeführt. Die Längen l_1 und l_{21} betragen 20 bzw. $9,55 \text{ mm}$. In den sich anschließenden Diagrammen sind die Einflüsse von Gleitreibung μ (Abb. 3.7) und Materialdämpfung C_D (Abb. 3.8) auf Kontakt- und Schwerpunktbewegung dargestellt.

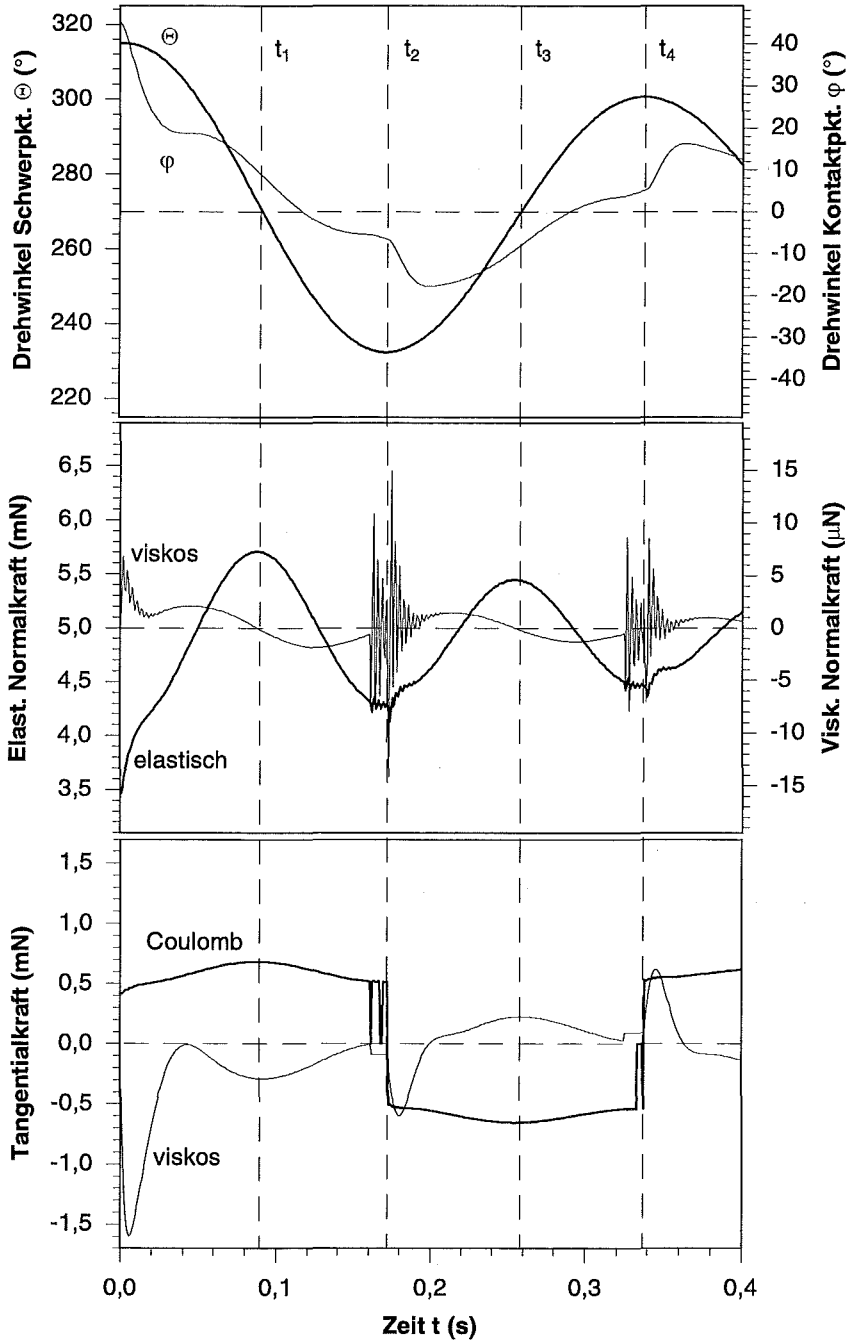
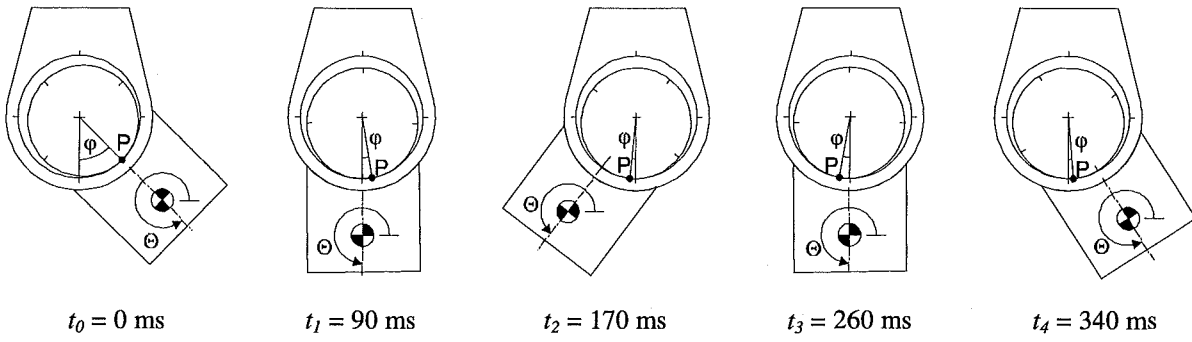


Abb. 3.6: Bewegungsablauf eines Gelenkarmes, der über ein formschlüssiges Drehgelenk mit der Umgebung verbunden ist und die dabei auftretenden Reaktionskräfte in der Kontaktzone.

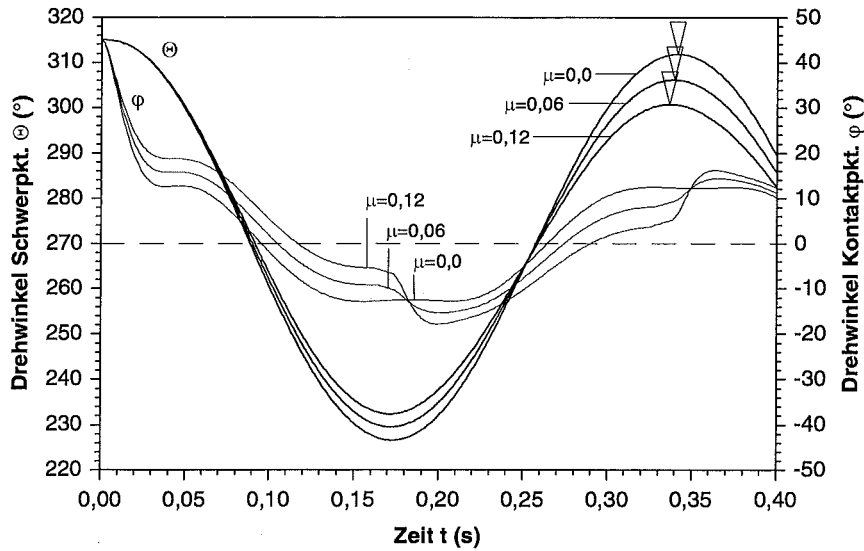


Abb.3.7: Einfluß der Gleitreibung auf das Bewegungsverhalten von Schwer- und Kontaktpunkt bei einer Dämpfungskonstanten $C_D = 0,15 \text{Ns/m}$.

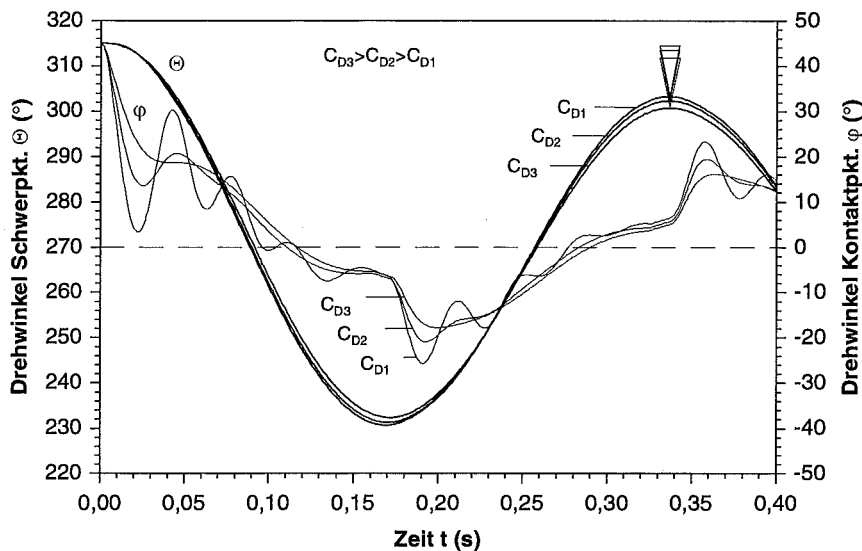


Abb.3.8: Einfluß der Materialdämpfung auf das Bewegungsverhalten von Schwer- und Kontaktpunkt bei einer Reibzahl von $\mu = 0,12$. Die Dämpfungskonstanten betragen C_{D1} , C_{D2} und C_{D3} 0,025, 0,075 bzw. 0,15 Ns/m.

In Abb. 3.6 wird deutlich, daß sich die Bewegungen von Kontakt- und Schwerpunkt stark unterscheiden. Während die Drehbewegung \ominus einen harmonischen Verlauf zeigt, führt eine Überlagerung zweier Schwingungsphänomene zur nichtharmonischen Kontaktpunkt-bewegung ϕ . In der Ausgangsstellung fluchten Schwer- und Kontaktpunkt in der Längsachse des Gelenkarmes. Zu Beginn der Bewegung gleitet die Kontaktzone sehr schnell entlang der Lagerschale ab, während die Rotationsbewegung des Gelenkarmes nur langsam einsetzt. Dies äußert sich innerhalb der ersten 40 ms durch den nacheilenden Kurvenverlauf der Schwerpunktsbewegung. Die elastische Normalkraft steigt entsprechend der Winkellage des Kontaktpunktes schnell an und geht dann in den harmonischen Verlauf der makroskopischen

Bewegung über. Der viskose Kraftanteil in normaler Richtung zeigt zu Beginn der Bewegung einen überlagerten Einschwingvorgang, der durch die Dämpfungseigenschaften des Materials abgeschwächt wird und ebenfalls in den harmonischen Verlauf der makroskopischen Gelenkarmbewegung übergeht.

Das schnelle Abgleiten entlang der Lagerschale läßt die viskosen Tangentialkräfte auf ca. den 3-fachen Wert der Coulomb'schen Gleitreibungskraft ansteigen. Aufgrund der erzielten Bremswirkung verlangsamt sich die Kontaktpunkt看egung sehr stark und bewirkt ein hohes Drehmoment bezüglich des Schwerpunktes. Dadurch beginnt die Rotation des Gelenkarmes zu dominieren und führt dazu, daß sich die Kurvenverläufe nach ca. 60 ms schneiden und anschließend die Schwerpunktsbewegung der Kontaktpunkt看egung vorseilt. Im ersten Umkehrpunkt ($t_1 = 170$ ms) wird die Coulomb'sche Gleitreibungskraft gemäß den getroffenen Annahmen beim Unterschreiten der kritischen Geschwindigkeiten gleich Null gesetzt. Die Richtungsumkehr ist mit sprunghaften Kraftbeiträgen in tangentialer Richtung verbunden und ist erst dann vollzogen, wenn aufgrund der Antriebskräfte die Bewegungsrichtung eindeutig vorgegeben ist und die kritischen Geschwindigkeiten überschritten werden. Die Gleitreibungskraft nimmt dann negative Werte an.

Dem Vorzeichenwechsel der Tangentialkraft folgt ein starker Anstieg der Kontaktpunktgeschwindigkeit gegenphasig zur Schwerpunktsbewegung. Erst nach ca. 195 ms durchläuft der Kontaktpunkt einen Minimalwert und eilt dann der Schwerpunktsbewegung in derselben Richtung hinterher. Dies wirkt sich auf den Kurvenverlauf der viskosen Tangentialkraft aus und wird durch die Schwingungsüberhöhung sichtbar. Nach der Zeit $t_3 = 260$ ms durchläuft der Schwerpunkt zum zweiten Mal die Nullpunktslage, während sich der Kontaktpunkt noch bei ca. $\varphi = -8^\circ$ auf der linken Lagerschalenhälfte befindet. Nach der ersten Schwingungsperiode ($t_4 = 340$ ms) wiederholen sich die Bewegungsphänomene der Richtungsumkehr mit umgekehrten Vorzeichen, wobei die Gesamtauslenkung und die Amplituden aufgrund der Dämpfung durch viskose Kräfte kleiner sind. Der instabile Kraftverlauf in tangentialer Richtung wirkt sich auch auf die Kraftverläufe in normaler Richtung aus. Dies läßt sich an den überlagerten Oberschwingungen im Bereich der Wendepunkte erkennen, die mit fortschreitender Zeit wieder abflachen und dann dem Verlauf einer harmonischen Bewegung folgen.

Die Darstellung in Abb. 3.7 zeigt, daß die hohe Dynamik des Kontaktpunktes zu Beginn der Bewegung durch höhere Reibzahlen abgebremst werden kann. Die gegenphasige Dynamik des Kontaktpunktes im Anschluß an die Richtungsumkehr des Schwerpunktes ist an die Coulomb'sche Gleitreibungskraft gekoppelt. Mit sinkendem Einfluß der Gleitreibung verschwindet der nichtharmonische Anteil und die Phasenlagen der beiden Oszillationen stimmen nahezu überein. Die graphische Auswertung der Kurvenverläufe zeigt, daß mit

zunehmender Reibzahl sowohl Dämpfung und Frequenz der Schwerpunktbewegung als auch die Phasenverschiebung der Kontaktpunktbewegung steigen.

Die Kurvenverläufe in Abb. 3.8 zeigen, daß die Kontaktpunktbewegung von einer Oberschwingung mit ca. 8-facher Frequenz überlagert ist, die zu Beginn der Bewegung bzw. bei der Richtungsumkehr des Schwerpunktes angeregt wird. Mit zunehmender Materialdämpfung kann dieses Phänomen bereits innerhalb der ersten Periode deutlich abgeschwächt werden. Der Amplitudenabfall der Schwerpunktsbewegung ist mit zunehmender Dämpfungskonstanten C_D größer, wobei eine Frequenzverschiebung nicht beobachtet werden kann.

3.1.4.2 Dynamik in Kontakt- und Schwerpunkt

Die Darstellung der Simulationsergebnisse einer kreisrunden Gelenkpaarung ($a_1 = b_1 = 4$ mm; $a_2 = b_2 = 3,9$ mm) umfaßt sowohl die überlagerten Kraftverläufe $F_n(t)$, $F_t(t)$ der Kontaktzone, als auch die Schwerpunktbewegung in globalen Koordinaten.

Die Bewegungsanregung erfolgt durch die Auslenkung des Gelenkarmes um $\varphi_0 = 45^\circ$ und $\vartheta_0 = 315^\circ$. Der betrachtete Zeitraum von 400 ms entspricht etwa einer Pendelperiode des Gelenkarmes, was in Abb. 3.9 anhand der Kontaktpunktbewegung durch die Periodendauer τ veranschaulicht ist. Die Kurvenverläufe der Kontaktkräfte in normaler und tangentialer Richtung sind in Abb. 3.10 bzw. 3.11 gezeigt.

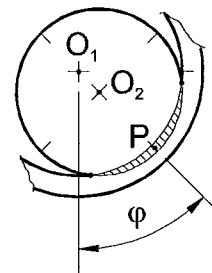
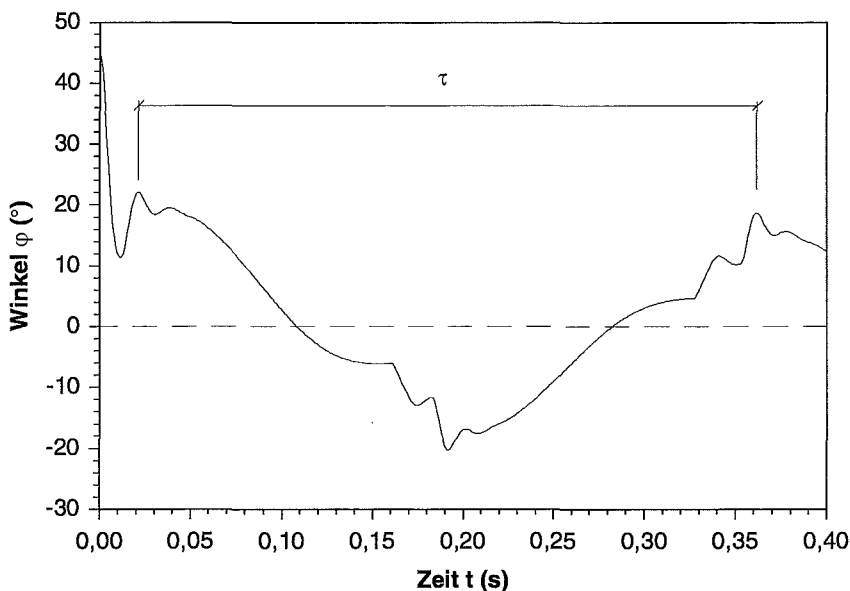


Abb. 3.9: Darstellung der Winkelkoordinate $\varphi(t)$, die die Lage des theoretischen Kontaktpunktes P beschreibt. Die Periodendauer τ der makroskopischen Pendelbewegung kann graphisch ermittelt werden.

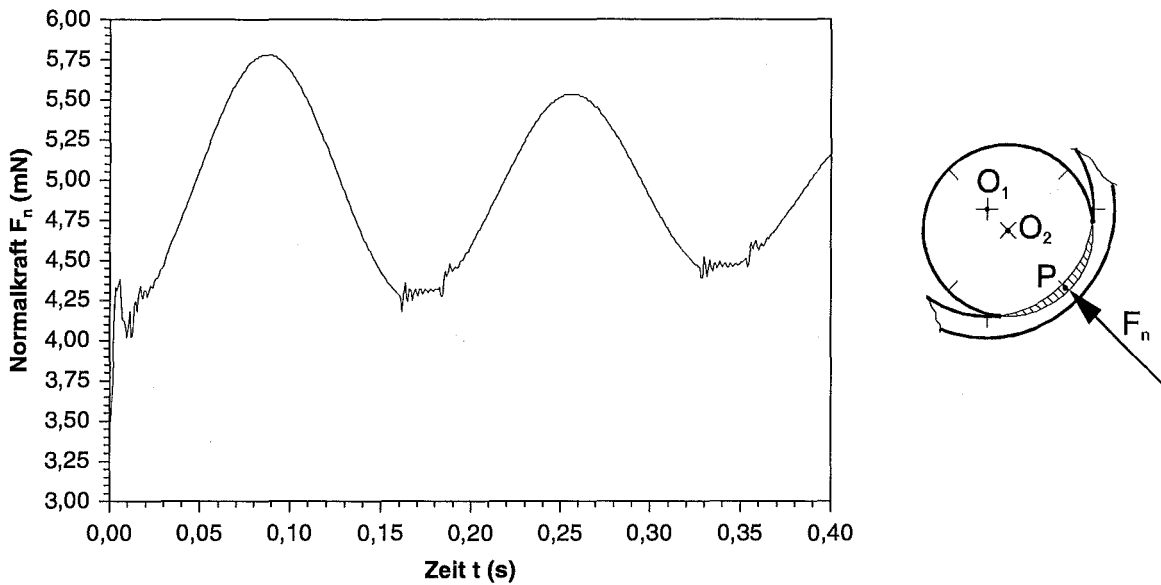


Abb. 3.10: Darstellung der simulierten Normalkraft $F_n(t)$ in der Kontaktzone.

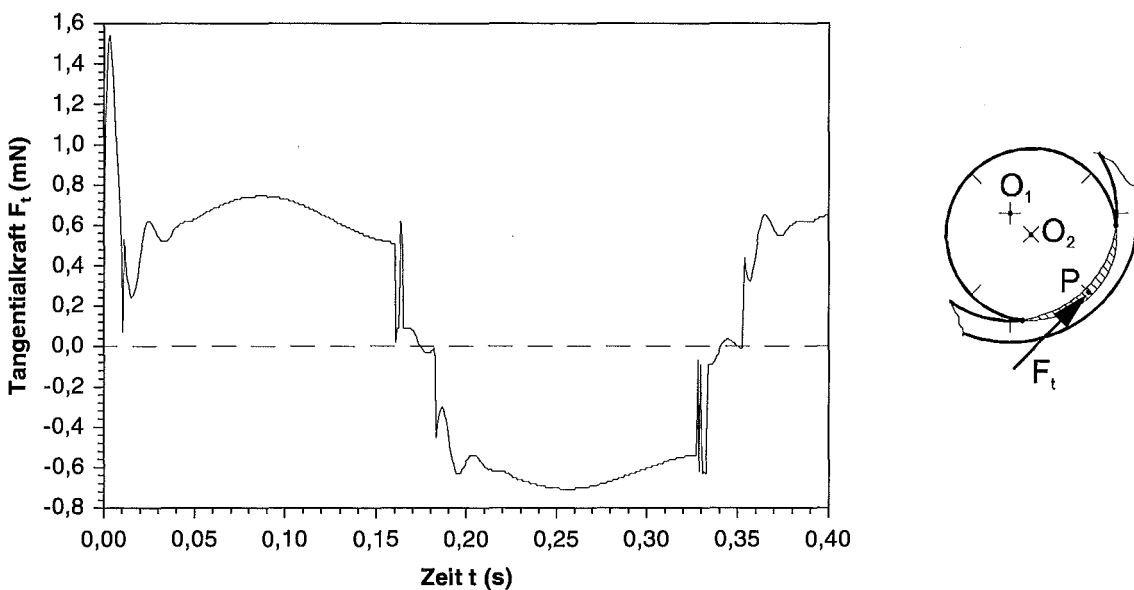


Abb. 3.11: Darstellung der simulierten Tangentalkraft $F_t(t)$ in der Kontaktzone.

Diese Simulationsergebnisse zeigen ebenfalls eine hohe Anfangsdynamik der Kontaktpunktbewegung in den ersten 10 Millisekunden. Die Winkelkoordinate φ fällt in sehr kurzer Zeit von 45° auf ca. 12° ab und geht nach dem Durchlaufen der gedämpften Oberschwingung in die makroskopische Schwingung über. Nach ca. 165 ms wird diese im Bereich des Wendepunktes wiederum von einer Oberschwingung überlagert, innerhalb dieser der Winkel einen Minimalwert von ca. -20° annimmt. Der Einfluß wird mit ansteigendem Kurvenverlauf wieder schwächer und tritt erst wieder bei der nächsten Richtungsumkehr auf.

Die graphisch ermittelte Periodendauer τ der makroskopischen Pendelbewegung beträgt ca. 340 ms.

Die Normalkraft (Abb. 3.10) zeigt einen harmonischen Kurvenverlauf, der im Bereich der Minima von nichtharmonischen Anteilen überlagert wird. Innerhalb der ersten Millisekunden steigt der Kraftwert relativ schnell von ca. 3,5 mN auf 4,4 mN an, durchläuft den Bereich einer Oberschwingung und geht dann in den Verlauf der makroskopischen Sinusschwingung über. Die Normalkraft nimmt nach ca. 90 ms ihren Maximalwert von 5,8 mN an und fällt danach kontinuierlich ab. Im Bereich der Richtungsumkehr des Schwerpunktes wird der Kraftverlauf wiederum von einer Oberschwingung überlagert, deren Einfluß mit ansteigendem Kurvenverlauf wieder nachläßt.

Im Verlauf der Tangentialkraft fallen der ausgeprägte Maximalwert von ca. 1,5 mN innerhalb der ersten 10 Millisekunden und die Instabilitäten im Bereich der Wendepunkte auf. Die viskosen Tangentialkräfte sind der Coulomb'schen Gleitreibungskraft überlagert. Sie schaffen im Bereich der Richtungsumkehr des Schwerpunktes, wo der Gleitreibungsanteil zu Null gesetzt wird, einen teilweisen harmonischen Übergang, der im Bereich von 165-185 ms im Kurvenverlauf sichtbar wird. Den Abschnitten mit hoher Dynamik folgen auch hier Bereiche mit überlagerten Oberschwingungen, die nach ca. 2 Perioden keinen Einfluß mehr haben.

In den folgenden Diagrammen ist die dazugehörige Schwerpunktbewegung dargestellt, die über denselben Zeitraum betrachtet wird.

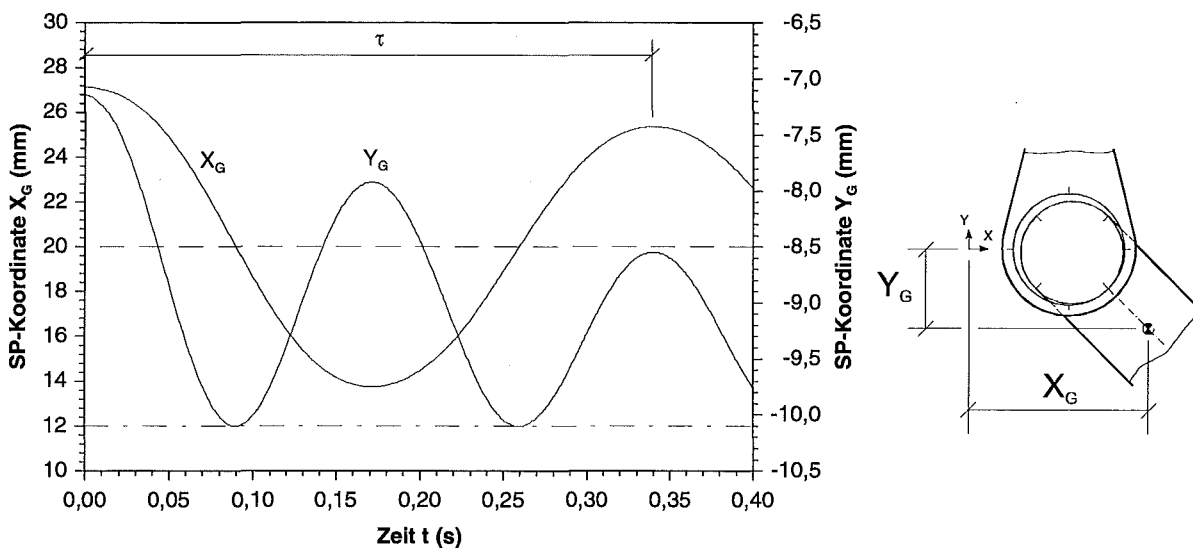


Abb. 3.12: Darstellung der simulierten Schwerpunktkoordinaten (SP) $X_G(t)$ und $Y_G(t)$. Die Periodendauer τ der makroskopischen Pendelbewegung kann graphisch ermittelt werden. Die gestrichelten Linien stellen die Gleichgewichtslagen in x-Richtung und y-Richtung dar.

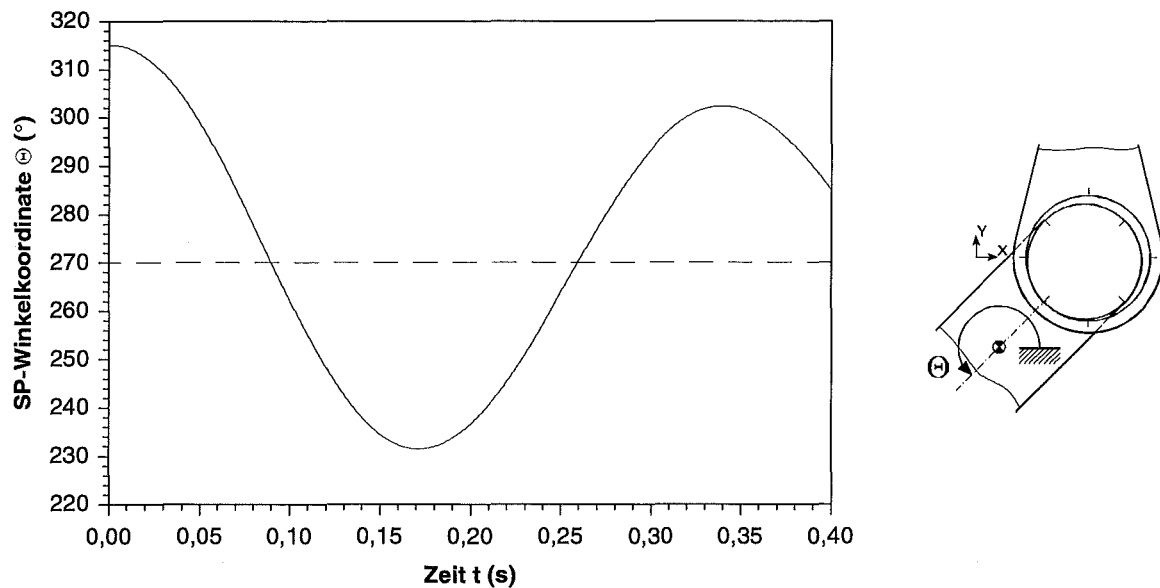


Abb. 3.13: Darstellung der simulierten Schwerpunktkoordinate (SP) $\Theta(t)$. Die Mittellage der Schwingung bei 270° entspricht der Gleichgewichtsstellung des Gelenkarmes.

Die unabhängigen Schwerpunktkoordinaten zeigen die typischen Verläufe einer harmonischen Pendelschwingung, die durch Reibungskräfte gedämpft wird. Die Periodendauer in x - und Θ -Richtung beträgt ca. 340 ms, die in y -Richtung die Hälfte.

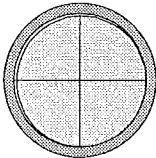
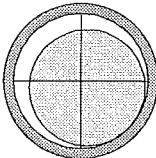
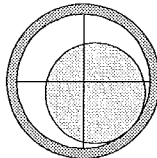
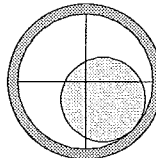
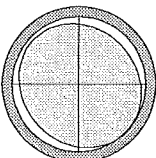
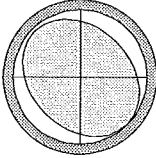
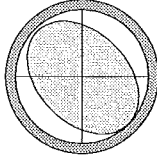
Diskussion: Die Grundschiwingung der Kontaktpunktbewegung φ stimmt mit der makroskopischen Pendelbewegung des Gelenkarmes überein und wird sowohl zu Beginn als auch bei der Richtungsumkehr des Schwerpunktes von Oberschwingungen überlagert, die durch die viskosen Eigenschaften des Materials gedämpft werden. Das schnelle Abgleiten des Kontaktpunktes entlang der Lagerschale innerhalb der ersten Millisekunden läßt sich auf die Anfangsbedingung zurückführen, in der die antreibende Tangentialkraft wesentlich größer ist als die in der Kontaktzone übertragbare Reibkraft. Als Reaktion darauf steigt die viskose Tangentialkraft entgegen der Bewegungsrichtung an und bewirkt eine Dämpfung der überlagerten Oszillation. Die hohe Dynamik des Kontaktpunktes an den Wendepunkten der Schwerpunktbewegung ist auf das Kontaktmodell bzw. auf den diskontinuierlichen Vorzeichenwechsel der Coulomb'schen Gleitreibungskraft zurückzuführen. Die durch das Kontaktmodell vorgegebene Tangentialkraft wird nach dem Vorzeichenwechsel so groß, daß sie zur antreibenden Kraft wird und die gegenphasige Kontaktpunktbewegung mit der Folge der o.g. Oberschwingung bewirkt.

In normaler Richtung zeigen sich ebenfalls Bereiche mit höherer Dynamik, die einen Anstieg der viskosen Tangentialkräfte bewirken. Der Einschwingvorgang zu Beginn der Bewegung ist durch die Wahl der Anfangseindringung bedingt. Im Bereich der Wendepunkte wirkt sich die hohe Dynamik in tangentialer Richtung ebenfalls in normaler Richtung aus und führt zu dem überlagerten Schwingungsphänomenen der mikroskopischen Eindringbewegung.

Die Schwerpunktsbewegung zeigt weder zu Beginn, noch im Bereich der Richtungsumkehr Kurvenverläufe, die von nichtharmonischen Anteilen überlagert sind. Dies läßt sich dadurch erklären, daß sich der Schwerpunkt ca. 6 mm vom theoretischen Kontaktpunkt entfernt befindet und dessen hohe Dynamik in tangentialer Richtung nur geringe Auswirkungen auf die Lage des Schwerpunktes hat. In der graphischen Auswertung sind diese Vorgänge daher nicht sichtbar.

3.1.4.3 Geometrieinfluß

Der Geometrieinfluß auf Schwer- und Kontaktpunktbewegung wird untersucht, indem die Wellenkontur durch die Wahl der Halbachsen variiert wird. Dabei gilt den Tangentialkräften und der Kontaktpunktbewegung eine besondere Aufmerksamkeit, da sie das Reibungsverhalten der Gelenkpaarung beschreiben. Es werden vier kreisrunde und drei elliptische Geometrien betrachtet, wobei jeweils die gleichen Anfangsbedingungen vorausgesetzt werden. Die Lagerschalengeometrie bleibt im Rahmen der Untersuchung unverändert und wird durch die Halbachsen $a_1 = 4$ mm und $b_1 = 4$ mm als kreisrunde Kontur festgelegt. Der Abstand zwischen O_1 und dem globalen Koordinatenursprung beträgt $l_1 = 20$ mm.

Kreisrunde Konturen				
Geometrie	KR1	KR2	KR3	KR4
				
a_2 [mm]	3,9	3,45	3	2,5
b_2 [mm]	3,9	3,45	3	2,5
l_{21} [mm]	10	9,55	9,1	8,6
Elliptische Konturen				
Geometrie	EL1	EL2	EL3	
				
a_2 [mm]	3,45	3	2,7	
b_2 [mm]	3,9	3,9	3,9	
l_{21} [mm]	10	10	10	

Tab. 3.1: Geometrievariation der Wellenkontur, wobei vier kreisrunde und drei elliptische Formen betrachtet werden. Die Kontaktpaarungen sind jeweils in der ausgelenkten Stellung dargestellt, die durch die Anfangsbedingungen festgelegt wird.

Die Geometrievarianten und die daraus resultierenden Anpassungen für l_{21} sind Tab. 3.1 zu entnehmen. Die Position des Gelenkarmes zu Beginn der Bewegung wird durch die Winkel $\varphi_0 = 45^\circ$ und $\Theta_0 = 315^\circ$ festgelegt. Bei den kreisrunden Konturen wird die Länge l_{21} an die Wellengeometrie angepaßt, damit die simulierten Schwerpunktskoordinaten bei gleicher Anfangsauslenkung den identischen Ausgangspunkt aufweisen und die resultierenden Bewegungen miteinander verglichen werden können. Es wird vorausgesetzt, daß das Trägheitsmoment J bezüglich des Schwerpunktes von der Variation der Wellengeometrie unabhängig ist. Es beträgt bei allen Berechnungen $8,5 \times 10^{-8} \text{ kgm}^2$.

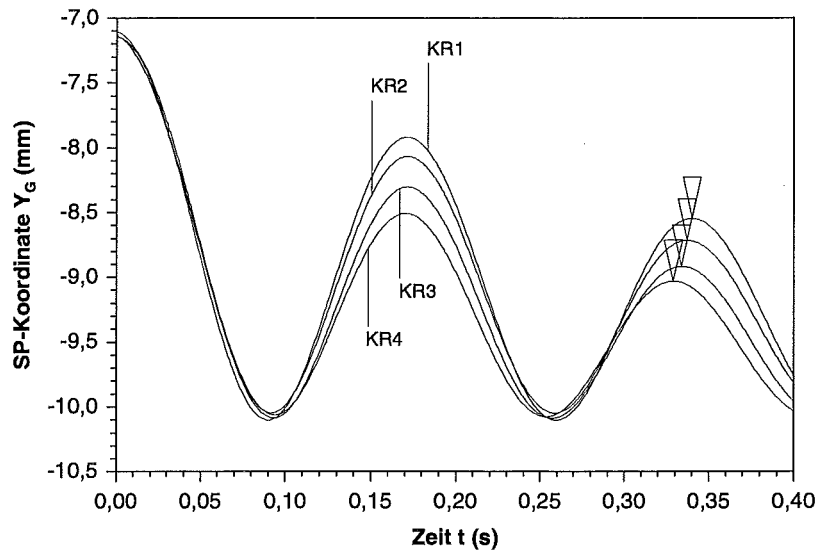


Abb. 3.14: Darstellung der simulierten Schwerpunktskoordinate $Y_G(t)$ für kreisrunde Wellenkonturen. Die Dreiecke markieren die jeweilige Periodendauer, die mit abnehmendem Wellendurchmesser kürzer wird.

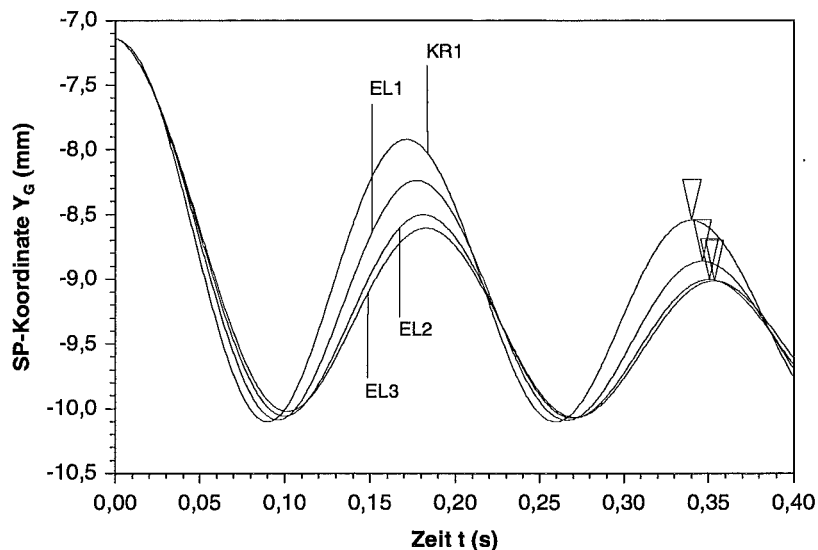


Abb. 3.15: Darstellung der simulierten Schwerpunktskoordinate $Y_G(t)$ für elliptische Wellenkonturen. Die Dreiecke markieren die jeweilige Periodendauer, die mit zunehmender Elliptizität länger wird.

Die Simulationsergebnisse in Abhängigkeit der Wellenkontur sind in Abb. 3.14 und 3.15 dargestellt. Dabei wird die Schwerpunktskoordinate $Y_G(t)$ betrachtet und der Kurvenverlauf von KR1 zu Vergleichszwecken in beide Diagramme eingefügt.

Die Schwerpunktbewegung zeigt eine deutliche Abhängigkeit von der Wellengeometrie. Bei den kreisrunden Wellenkonturen (KR) sinken die Amplituden und Periodenlängen mit abnehmendem Wellendurchmesser. Die Amplitude ist beispielsweise bei KR4 um ca. 30% kleiner als bei KR1. Die Periodendauer beträgt bei KR1 ca. 340 ms und fällt bei KR4 auf ca. 330 ms ab. Bei den elliptischen Wellenkonturen (EL) fallen die Amplituden mit zunehmender Elliptizität ab, die Periodenlängen nehmen jedoch zu. Gegenüber KR1 fällt die Amplitude bei EL3 nach der ersten Pendelschwingung auch um ca. 30% ab, während die Periodendauer auf ca. 350 ms ansteigt.

Die Geometrie wirkt sich auch auf die Dynamik der Kontaktpunktbewegung und damit auf den geschwindigkeitsproportionalen Anteil der Tangentialkraft aus. Er ist in Abhängigkeit der untersuchten Geometrien in Abb. 3.16 und 3.17 dargestellt. Zu Vergleichszwecken ist auch hier das Verhalten von KR1 nochmals in die Diagramme eingetragen.

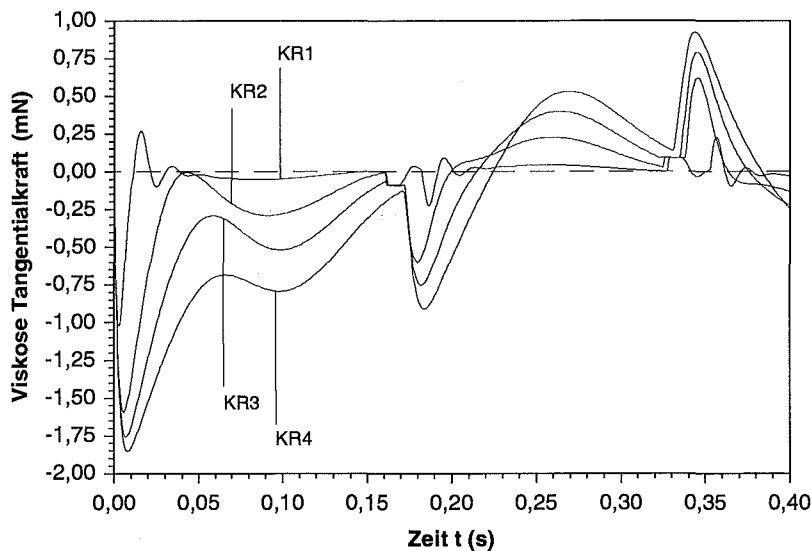


Abb. 3.16: Darstellung der viskosen Tangentialkraft für kreisrunde Wellenkonturen.

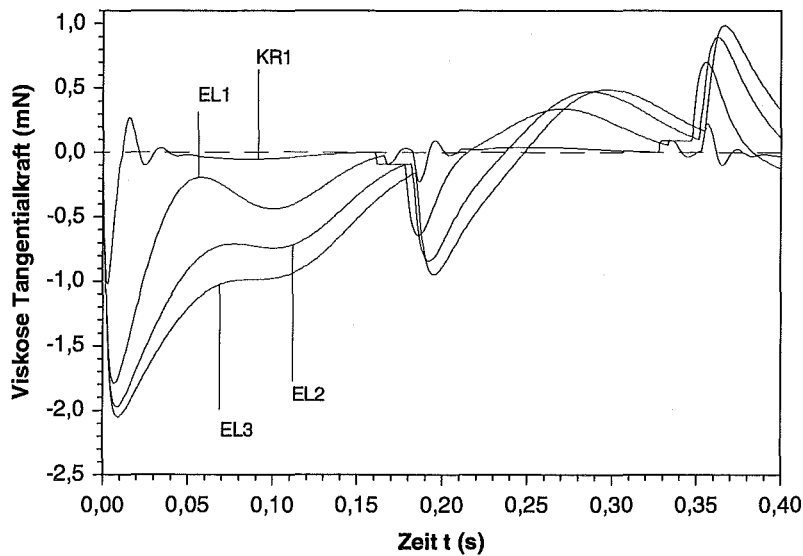


Abb. 3.17: Darstellung der viskosen Tangentialkräfte für elliptische Wellenkonturen im Vergleich zum Kraftverlauf der kreisrunden Geometrie KR1.

Die Geometrieabhängigkeit der viskosen Tangentialkraft ist in Abb. 3.16 und 3.17 deutlich zu erkennen. Mit abnehmendem Wellendurchmesser und steigender Elliptizität nehmen die viskosen Kraftwerte zu. Die hohe Dynamik der Kontaktpunktbewegung spiegelt sich in den Kurvenverläufen wieder. Abgesehen vom Anfangsphänomen und den Effekten bei der Richtungsumkehr werden die viskosen Tangentialkräfte beim Nulldurchgang maximal. Bei KR4 beträgt die Kraft an dieser Stelle ca. 0,8 mN gegenüber 0,05 mN bei der kreisrunden Geometrie KR1 (Abb. 3.16). Die viskosen Kräfte der elliptischen Geometrien (Abb. 3.17) liegen gegenüber den kreisrunden Wellenkonturen etwas höher. Bei EL3 beträgt die viskose Tangentialkraft beim Nulldurchgang ca. 1 mN, was etwa dem 20-fachen Wert der Geometrie KR1 (0,05 mN) entspricht.

Da die Tangentialkräfte die übertragenen Reibungskräfte in der Kontaktzone darstellen, kann aus dem Produkt von Tangentialkraft und zurückgelegtem Weg die verrichtete Reibungsarbeit W_{Rb} berechnet werden. Aufgrund des numerischen Rechenverfahrens kann sie näherungsweise durch die Aufsummation der Reibungsarbeit je Zeitintervall $W_{Rb,i}$ ermittelt werden. Dabei wird die Tangentialkraft $F_{t,i}$ mit dem vom Punkt P zurückgelegten Weg $\Delta s_{P,i}$ multipliziert und entsprechend Gl. (3.8) zum Wert des vorhergehenden Intervalls dazu addiert.

$$W_{Rb} = \sum_{i=1}^N W_{Rb,i} = \sum_{i=1}^N F_{t,i} \cdot \Delta s_{P,i} \quad (3.8)$$

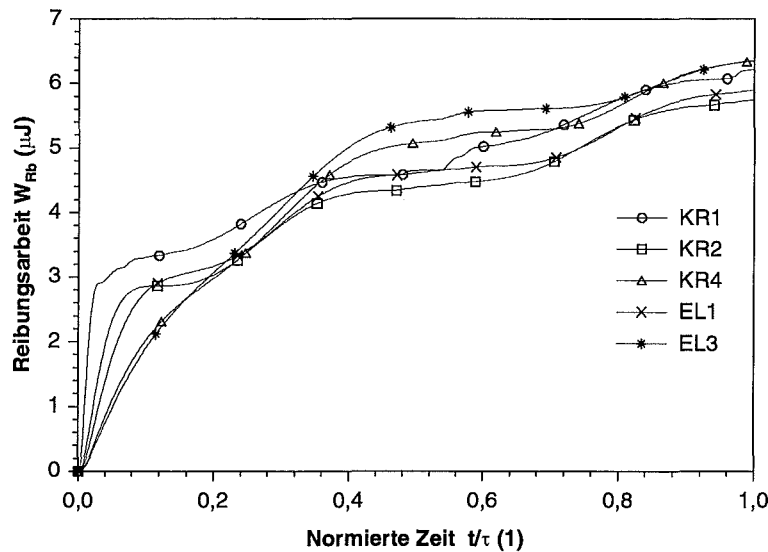


Abb. 3.18: Darstellung der Reibungsarbeit in Abhängigkeit von Geometrie und Zeit. Die Zeit ist normiert und bezieht sich auf die jeweilige Periodendauer der simulierten Pendelbewegung.

Die Reibungsarbeit ist in Abb. 3.18 für einige Geometrievarianten über der normierten Zeit aufgetragen, die sich auf die jeweilige Periodendauer der simulierten Bewegung bezieht. Dadurch wird erreicht, daß das Reibungsverhalten trotz Frequenzverschiebung für die jeweils erste Schwingungsperiode ermittelt werden kann.

Die Kurvenverläufe zeigen deutlich, daß das Reibungsverhalten von der Wellengeometrie abhängt. Alle Kurven weisen zu Beginn der Bewegung einen steilen Anstieg auf, der mit zunehmender Zeit abfällt und auf das anfängliche Abgleiten entlang der Lagerschale zurückgeführt werden kann. Im Bereich der Periodenmitte durchlaufen die Kurven ein Plateau mit geringfügigem Anstieg der Reibungsarbeit, was sich durch die geringen Geschwindigkeiten und die geringen Tangentialkräfte im Bereich der Richtungsumkehr erklären läßt. Bewegt sich der Gelenkarm mit zunehmender Zeit wieder in Richtung Ausgangsposition, zeigen die Kurven zum Periodenende hin einen steileren Anstieg.

Nach der ersten Schwingungsperiode weisen die kreisrunde Geometrie KR2 und die elliptische EL1 mit ca. $5,75 \mu\text{J}$ bzw. $5,9 \mu\text{J}$ die geringste Reibungsarbeit auf. Bei den anderen Geometrien sind die Reibungsverluste höher und betragen bei KR 1 ca. $6,2 \mu\text{J}$, bei KR4 und EL3 ca. $6,35 \mu\text{J}$.

Das unterschiedliche Reibungsverhalten läßt sich dadurch erklären, daß der theoretische Berührungspunkt P unterschiedlich lange Reibstrecken bei unterschiedlich hohen Tangentialkräften entlang der Lagerschale zurücklegt. Bei den Geometrien KR4 und EL3 sind die Strecken am kürzesten, da die hohen viskosen Tangentialkräfte (siehe Abb. 3.16 und 3.17) die Bewegung sehr stark dämpfen. Im Gegensatz dazu ist der vom Punkt P zurückgelegte Weg bei KR1 am längsten, da die geringen viskosen Kräfte die Bewegung nur geringfügig hemmen. Dabei fließt

im wesentlichen der Coulomb'sche Gleitreibungsanteil in die Berechnung ein, der über den langen Gesamtweg zu einer relativ hohen Reibungsarbeit führt, die sich nur geringfügig von den Werten bei KR4 und EL3 unterscheidet. Die niedrigsten Reibungsverluste treten hingegen bei den Geometrien KR2 und EL1 auf, da der Punkt P in diesen Fällen bei moderaten Dämpfungskräften mittlere Reibstrecken zurücklegt und somit die geringsten Reibungsverluste in der ersten Pendelperiode erfährt.

3.2 Stoffschlüssiges Biegegelenk

Die Bewegungen stoffschlüssiger Gelenke [17] beruhen auf der elastischen Verformung des Materials. Oft dienen dünne Filme [18] als flexible Struktur, die auf Biegung beansprucht werden. Das dynamische Verhalten solcher Biegegelenke kann in Analogie zu den Berechnungen formschlüssiger Gelenke (Kap. 3.1) betrachtet werden. In Abb. 3.19 ist die schematische Darstellung zweier Gelenkarme gezeigt, die über eine Biegezone der Länge L verbunden sind.

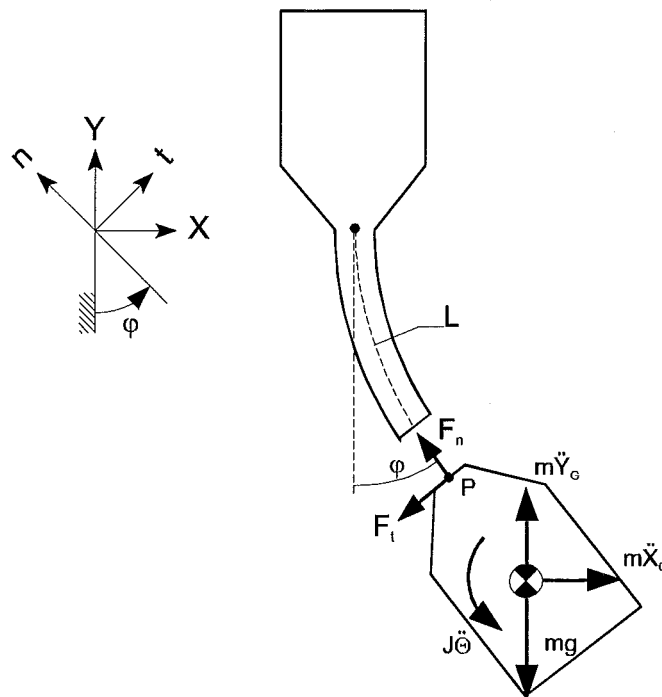


Abb. 3.19: Kinetische Betrachtung am ausgelenkten Gelenkarm eines stoffschlüssigen Biegegelenkes unter Einwirkung der Schwerkraft.

Die kinetische Betrachtung am stoffschlüssigen Gelenk führt zu den Differentialgleichungen (3.5) - (3.7), die ebenfalls das dynamische Verhalten formschlüssiger Drehgelenke beschreiben. Die Transformation der Schnittkräfte F_n , F_t in das globale Koordinatensystem erfolgt mit Hilfe von Gl. (3.4). Die Schnittkraft in normaler Richtung setzt sich entsprechend der Kontaktkraft in Gl. (3.1) aus einem elastischen und einem viskoelastischen Anteil zusammen. Die fiktive Eindringung δ_n und die Steifigkeit der Kontaktpaarung C_F sind hier durch die elastische

Längenänderung in axialer Richtung bzw. durch den E-Modul des Materials zu ersetzen. Bei der Schnittkraft in tangentialer Richtung wird die Coulomb'sche Gleitreibungskraft $\mu \cdot F_n$ (siehe Gl. (3.2)) durch die elastische Rückstellkraft der Biegezone ersetzt. Bei großen Auslenkungen muß die Rückstellkraft iterativ berechnet werden, da die Steifigkeit eine Abhängigkeit von der Auslenkung zeigt [19]. Die viskosen Kraftanteile sind entsprechend den Gl. (3.1) und (3.2) über die Verformungsgeschwindigkeiten und die Dämpfungskonstanten zu berechnen. Das dynamische Bewegungsverhalten wird im Rahmen dieser Arbeit nicht detailliert untersucht.

Im einfachsten Fall können kleine Verformungen betrachtet werden, bei denen die Rückstellkräfte proportional zur Auslenkung sind und direkt über eine Federkonstante ermittelt werden können. Das dynamische Verhalten des Gelenkes gleicht dann der harmonischen Schwingung eines Biegebalkens.

3.3 Zusammenfassende Bewertung

Das dynamische Verhalten eines formschlüssigen Gelenkes wird am Beispiel einer Pendelbewegung untersucht, die durch die Auslenkung des Gelenkarmes im Schwerfeld angeregt wird. Die kinetische Betrachtung führt zu nichtlinearen Differentialgleichungen, die mit Hilfe des Verfahrens von Gill diskret gelöst werden. Die Berechnung der Kräfte in normaler und tangentialer Richtung stützt sich dabei auf ein Kontaktmodell, das die physikalischen Effekte in der Berührzone global beschreibt, ohne auf die einzelnen Deformations- und Reibungsmechanismen einzugehen. Dabei wird die Verformung in der Kontaktzone durch eine fiktive Eindringung geometrisch ermittelt, wobei sich die analytisch beschriebenen Gelenkkonturen entsprechend der Kraftwirkung überschneiden. Die Koeffizienten C_F und C_D beschreiben das mechanische Verhalten der Kontaktpaarung und werden als richtungsunabhängige Konstanten vorausgesetzt. Sie werden als Näherungswerte angenommen, so daß die Simulationsergebnisse dieser Arbeit qualitativ ausgewertet werden können. Die dynamische Untersuchung bezieht sich auf die Bewegungen von Kontakt- und Schwerpunkt unter dem Einfluß verschiedener Reibzahlen und Dämpfungskonstanten. Darüber hinaus wird das Bewegungsverhalten für kreisrunde und elliptische Wellenkonturen simuliert und die dabei verrichtete Reibungsarbeit ermittelt.

Der Schwerpunkt des Gelenkarmes bewegt sich in Form einer harmonischen Sinusschwingung, während die Bewegung des theoretischen Kontaktpunktes P von nicht-harmonischen Anteilen überlagert ist. Die Oberschwingungen lassen sich auf die Anfangsbedingungen bzw. die Modellbildung der Tangentialkräfte in den Wendepunkten zurückführen und können durch die Dämpfungseigenschaften des Materials abgeschwächt werden. Mit ansteigendem Reibungskoeffizient ist der Amplitudenabfall stärker und die Periodenlängen werden kürzer.

Höhere Dämpfungskonstanten bewirken ebenfalls einen stärkeren Amplitudenabfall, wobei eine Frequenzverschiebung nicht beobachtet wird.

Die Wellengeometrie wirkt sich sowohl auf die Schwerpunkt- als auch auf die Kontaktpunkt- bewegung aus. Abnehmende Wellendurchmesser bewirken bei kreisrunden Geometrien einen stärkeren Amplitudenabfall und verkürzen die Periodenlänge der Schwerpunktbewegung. Ein ähnliches Verhalten läßt sich bei steigender Elliptizität beobachten, wobei die Periodendauer länger wird. Die Kontaktpunkt- bewegung weist bei abfallendem Wellendurchmesser und steigender Elliptizität eine höhere Dynamik auf, was sich besonders im Kurvenverlauf der viskosen Tangentialkraft widerspiegelt. Dabei liegen die Werte bei den elliptischen Konturen etwas höher.

Die Reibungsarbeit im formschlüssigen Drehgelenk wird aus dem Produkt von Tangentialkraft und zurückgelegter Reibstrecke für die erste Schwingungsperiode berechnet. Dies führt zu dem Ergebnis, daß die kreisrunde Wellenkontur mit mittlerem Durchmesser (KR2) unter den betrachteten Geometrien die geringsten Reibungsverluste aufweist. Die höchsten Verluste treten bei der Wellenkontur mit kleinstem Durchmesser (KR4) und größter Elliptizität (EL3) auf und liegen mit 6,35 mJ etwa 10% über dem Ergebnis von KR2.

Bei der Konstruktion eines formschlüssigen Drehgelenkes sind qualitative Aussagen zum Bewegungs- und Reibungsverhalten besonders hilfreich, die bei Berücksichtigung ein optimiertes Betriebsverhalten gewährleisten. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, daß solche Aussagen in Abhängigkeit von Geometrie und Material mit Hilfe von Simulationsrechnungen getroffen werden können. Unter der Voraussetzung, daß die Ergebnisse bei genauer Kenntnis der Materialkonstanten experimentell bestätigt werden, können in einer erweiterten Betrachtung die Bewegungen unter Einwirkung zusätzlicher Kräfte simuliert und hinsichtlich Reibungsverhalten beurteilt werden. Dabei sind die Berechnungen auch für beliebige Konturen durchführbar, wenn diese beispielsweise durch interpolierende Spline-Funktionen angenähert werden.

Das im Rahmen dieser Arbeit vorausgesetzte Kontaktmodell beschreibt die tangentialen Reaktionskräfte in den Umkehrpunkten der Oszillationsbewegung nur unzureichend. Dies wird durch die gegenphasige Kontaktpunkt- bewegung und die Anregung zur Oberschwingung deutlich. Daher wird eine Bewegung mit großer Amplitude innerhalb der ersten Schwingungsperiode betrachtet, um den Einfluß der Abweichungen im Bereich der Richtungsumkehr klein zu halten. Ist die Dynamik und das Reibungsverhalten in den Umkehrpunkten von besonderem Interesse, muß ein genaueres Modell zur Beschreibung der Reibungskraft entwickelt werden.

4 Konzeption eines fluidischen Mikrogelenkes

In diesem Kapitel werden mögliche Konzepte zur technischen Realisierung eines fluidischen Mikrogelenkes aufgezeigt. Die Aufgabe der technischen Umsetzung besteht zunächst darin, die Funktionsprinzipien zu identifizieren und funktionserfüllende Wirkprinzipien zu entwickeln. Auf Basis dieser Prinzipien werden verfügbare Materialien selektiert und Komponenten entworfen, die die gestellten Anforderungen erfüllen und mit entsprechenden Fertigungsverfahren hergestellt werden können. Es wird ein Übersichtsschema in Kap. 4.3 vorgestellt, das mögliche Verfahrenswege aufzeigt, die sich durch den konstruktiven Entwurf, das Material und die Fertigungstechnologie unterscheiden. Im weiteren werden die einzelnen Verfahrensbestandteile untersucht und bewertet, um daraus eine Fertigungsfolge zur prototypischen Herstellung und Charakterisierung von fluidischen Mikrogelenken (Kap. 5) abzuleiten.

4.1 Funktionsprinzip

Das in Kap. 2.1 beschriebene und an Spinnen beobachtete Bewegungsprinzip der hydraulischen Bein Streckung soll im folgenden funktionell erläutert werden, ohne auf die Einzelheiten der biologischen Wirkstruktur einzugehen. Dabei wird das hydraulische Gelenk der Spinne als System betrachtet, welches durch Ein- und Ausgangsgrößen charakterisiert wird.

Die Streckung der Beinglieder wird erzeugt, indem die fluidische Leistung P_{fluid} der Hämolympoströmung in mechanische Leistung P_m umgewandelt wird. Dabei bewirken die inneren Druckkräfte eine Expansion des gekapselten Gelenkbereichs und damit eine relative Schwenkbewegung der verbundenen Beinglieder. Die im Gelenkbereich angeordnete Muskulatur wirkt antagonistisch und erlaubt die Umkehr der Bewegungsrichtung durch die Kontraktion der Muskelfasern. Diese Funktionen sind in der folgenden Abb. 4.1 schematisch dargestellt.

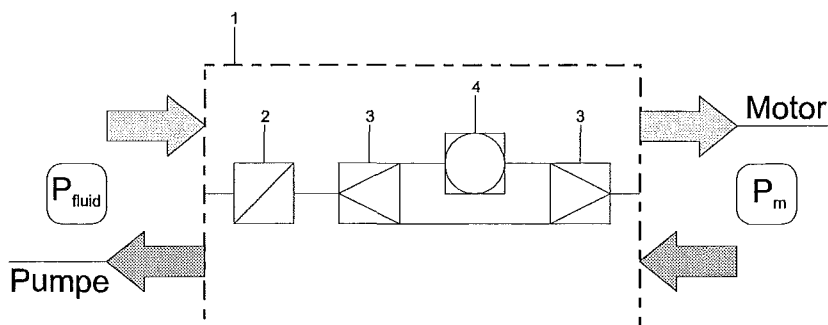


Abb. 4.1: Funktionsstruktur einer fluidischen Einheit, die abhängig von der Wirkrichtung als Motor oder als Pumpe wirken kann. Es bedeuten: (1)-Systemgrenze; (2)-Wandler; (3)-Verzweigung; (4)-Speichereinheit.

Aus der dargestellten Funktionsstruktur ergeben sich zwei Arbeitsweisen. Das hydraulische Gelenk entspricht einem fluidischen Motor, wenn die fluidische Leistung P_{fluid} am Eingang, die mechanische Leistung P_m am Ausgang zur Verfügung steht. Wird die Wirkrichtung invertiert, d.h. die fluidische Leistung am Ausgang genutzt, entspricht die Arbeitsweise der einer Pumpe. Das Gelenk weist eine funktionserweiternde Komponente auf, die eine Rückstellung in die abgewinkelte Ausgangsposition bewirkt. Diese Funktion wird durch die teilweise Speicherung der eingebrachten fluidischen bzw. mechanischen Leistung in Form von potentieller Energie realisiert. Die weiteren Betrachtungen sollen sich ausschließlich auf die Arbeitsweise eines fluidischen Motors beziehen.

4.2 Wirkprinzip

In Anlehnung an die wesentlichen Wirkkomponenten des Spinnenbeins ist in Abb. 4.2 der prinzipielle Wirkmechanismus für eine Vielzahl konstruktiver Entwürfe eines hydraulischen Gelenkes mit Rückstellmechanismus dargestellt.

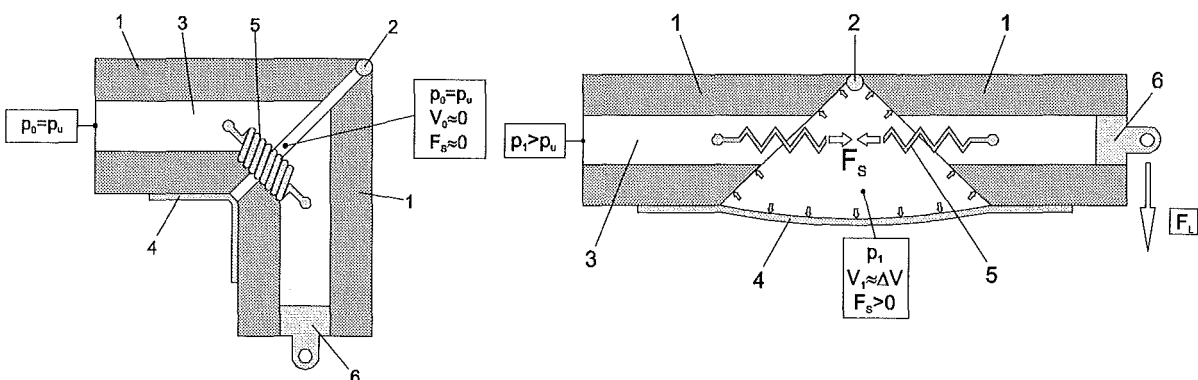


Abb. 4.2: Wirkprinzip eines hydraulischen Mikrogelenkes in abgewinkelter und gestreckter Stellung. Es bedeuten: (1)-Gelenkarme; (2)-Mikrogelenk; (3)-Fluidkanäle; (4)-Gelenkkapsel; (5)-Rückstellelement; (6)-Stopfen.

Die Gelenkarme sind über ein exzentrisch angeordnetes Mikrogelenk schwenkbar miteinander verbunden und weisen entlang ihrer Längsachse einen zentralen Fluidkanal auf. Die sich gegenüberliegenden Stirnflächen sind im zentralen Bereich unterschiedlich orientiert, so daß sie in Abhängigkeit der Gelenkstellung ein keilförmiges Volumen aufspannen. Die Gelenkkapsel ist mit beiden Gelenkarmen verbunden und schließt das aufgespannte Volumen nach außen ab. Die Drehachse des Mikrogelenkes verläuft senkrecht zur Längsachse der Gelenkarme, so daß Schwenkbewegungen eine Veränderung des eingeschlossenen Volumens (Hubraum) herbeiführen. Das Rückstellelement ist ebenfalls mit beiden Gelenkarmen verbunden und erzeugt aufgrund der relativen Lage zum Drehpunkt ein von der Gelenkstellung abhängiges Drehmoment.

Das Zusammenwirken der in Abb. 4.2 dargestellten Komponenten ermöglicht die Funktion eines fluidischen Motors, bei dem die fluidische Verschiebearbeit in mechanische Arbeit einer rotatorischen Schwenkbewegung gewandelt wird. Die Volumenexpansion des Hubraums ΔV resultiert aus dem erhöhten Innendruck p_i . Sie bewirkt die Streckbewegung der Gelenkarme, bei der eine Last F_L angehoben werden kann. Fällt der Innendruck p_i ab, wird das Rückstellmoment größer als das fluidische Antriebsmoment und die Gelenkarme gehen in die abgewinkelte Ausgangsstellung zurück.

4.3 Konstruktive und fertigungstechnische Umsetzung

In diesem Kapitel werden Verfahren aufgezeigt, mit denen ein konstruktiver Entwurf eines Mikrogelenkes fertigungstechnisch umgesetzt werden kann. Die Entwürfe werden nach Art der gelenkigen Verbindung unterschieden in Form-, Kraft- und Stoffschluß [12]. Entsprechend der verfügbaren Technologien stehen hauptsächlich Metalle und Kunststoffe als Konstruktionswerkstoffe zur Verfügung. Dabei wird die Auswahl des Werkstoffes im wesentlichen durch die Funktion der jeweiligen Gelenkkomponente bestimmt. Die Fertigungstechnologien werden unterschieden in serielle und parallele Verfahren, wobei die gefertigten Komponenten integriert oder hybrid aufgebaut sein können.

Die Gelenkkapsel ist eine dünnwandige Hüllstruktur mit dreidimensionaler Ausprägung und kann mit den Standardtechnologien der Mikrosystemtechnik nicht hergestellt werden. Es ist notwendig, bestehende Verfahren weiterzuentwickeln bzw. neue Verfahren zur Herstellung solcher Strukturen zu etablieren. In diesem Kapitel werden Verfahren zur Herstellung von dreidimensionalen Mikrostrukturen vorgestellt, die im darauffolgenden Kap. 4.4 auf ihre technische Realisierbarkeit hin überprüft werden.

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt auf der fluidisch erzeugten Schwenkbewegung zweier beweglich miteinander verbundenen Gelenkarme. Die konstruktive und fertigungstechnische Umsetzung bezieht sich daher zunächst auf die gelenkige Verbindung, die Gelenkarme und die Gelenkkapsel. Der im Funktionsprinzip identifizierte Rückstellmechanismus wird im Rahmen dieser Arbeit vorerst außer Acht gelassen und ist in der Verfahrensübersicht in Abb. 4.3 nicht berücksichtigt. Die Verfahrensbestandteile werden im Anschluß bzw. in den angemerktten Kapiteln erläutert.

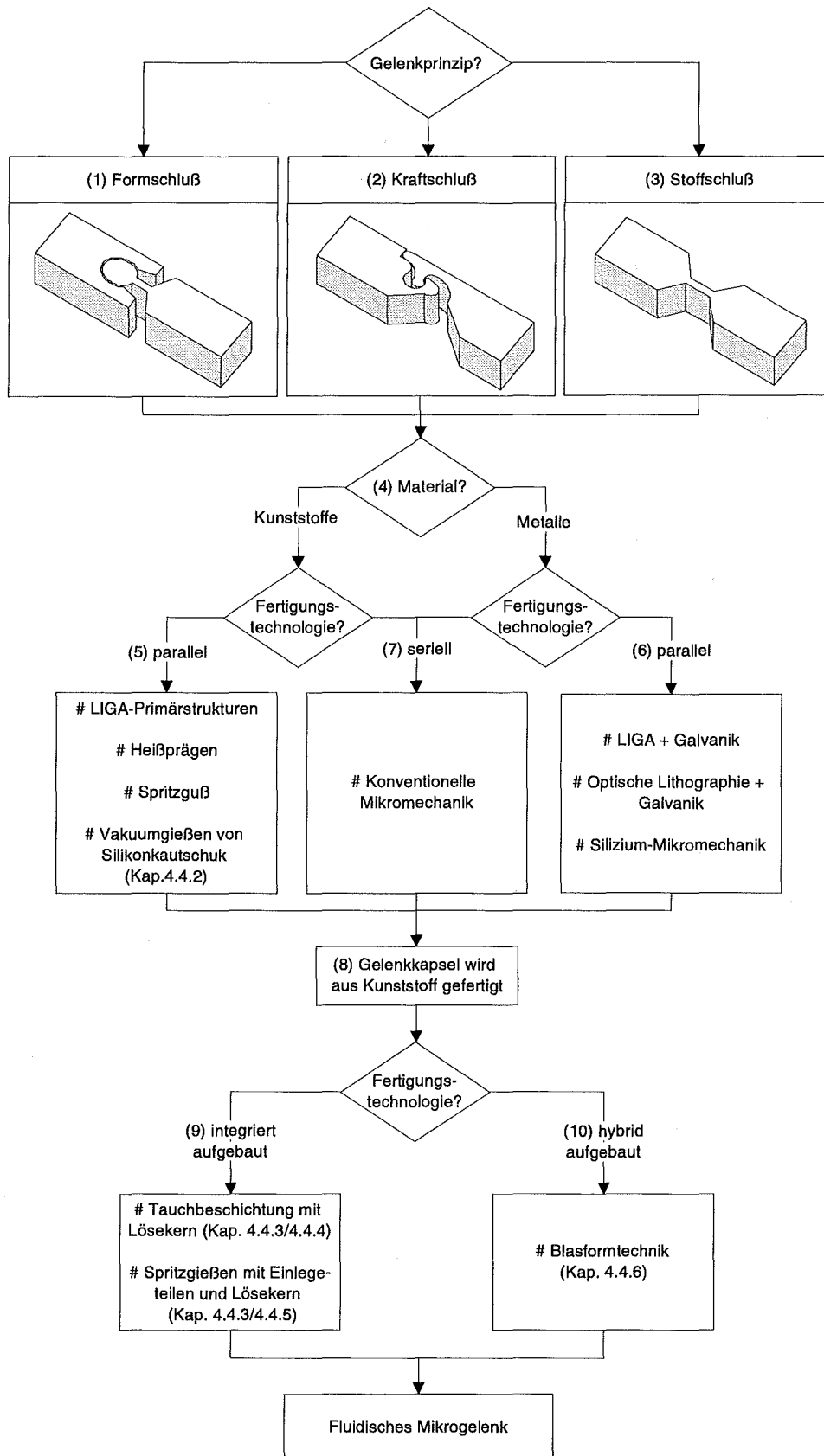


Abb. 4.3: Übersicht möglicher Fertigungsprozesse zur Herstellung eines fluidischen Mikrogelenkes ohne Rückstellmechanismus. Die Nummern entsprechen den im Text abgehandelten Punkten.

(1) Formschlüssige Gelenke (Kap. 3.1) bestehen aus mindestens zwei Bauteilen, die aufgrund der Geometrie zusammenhalten. Sowohl Freiheitsgrad als auch Umfang der Bewegung werden durch die Geometrie festgelegt. Die Beweglichkeit des Gelenkes wird durch die Spielpassung zwischen Außen- und Innenkontur ermöglicht. Aufgrund der relativen Gleitbewegung in der Kontaktzone können bei diesem Gelenktyp Reibungs- und Verschleißeffekte wesentlich zum Betriebsverhalten beitragen.

(2) Die Beweglichkeit bei kraftschlüssigen Gelenken (Kap. 3.1, 4.3.1) wird wie beim Formschluß-Prinzip durch die Geometrie der Gelenkkonturen gewährleistet. Hierbei ist die Geometrie jedoch nicht ausreichend, um die Gelenkarme zusammenzuhalten. Zwangskräfte sind erforderlich, um die Eindeutigkeit der Bewegung in jeder Lage zu gewährleisten. Aus dem Zusammenwirken von Geometrie und Zwangskräften ergeben sich Freiheitsgrad und Umfang der Bewegung. Dieses Prinzip läßt gegenüber den formschlüssigen Gelenken eine größere Geometrievielfalt der Gelenkkonturen zu, so daß die Relativbewegung in der Kontaktzone hinsichtlich Reibungs- und Verschleißerscheinungen optimiert werden kann.

(3) Die stoffschlüssigen Gelenke (Kap. 3.2) hingegen basieren auf der elastischen Nachgiebigkeit des Materials. Die Gelenkarme sind über ein elastisches Element verbunden, wobei die Gelenkarme aus demselben oder aus einem anderen Werkstoff bestehen können. Die Strukturdicke der stoffschlüssigen Gelenke ist im Bereich des Drehpunktes stark reduziert, damit die elastische Verformungsgrenze in den Randfasern der Struktur erst bei großer Verbiegung erreicht wird. Sowohl Freiheitsgrad und Umfang der Bewegung als auch Biegekräfte hängen von der Geometrie und den Materialwerten der Gelenke ab. Reibungs- und Verschleißerscheinungen, die auf eine gleitende Relativbewegung der Gelenkkonturen zurückzuführen sind, sind bei dieser Gelenkart ausgeschlossen.

(4) Alle Gelenktypen können prinzipiell sowohl aus Metall als auch aus Kunststoff hergestellt werden. Bei den form- und kraftschlüssigen Verbindungen hängt die Beweglichkeit des Gelenkes im wesentlichen von der Geometrie bzw. den Zwangskräften ab. Die Reibung kann bei diesen Gelenktypen die Funktion entscheidend beeinträchtigen, so daß hier besonders reibungsarme Materialpaarungen vorzuziehen sind. Da die erforderlichen Biegekräfte und der Bewegungsumfang bei den stoffschlüssigen Gelenken stark von den elastischen Eigenschaften des Materials abhängen, sind hierfür besonders Kunststoffe aber auch Silizium geeignet.

(5) Die parallele Fertigung von Kunststoffmikrostrukturen [6] kann entweder durch die direkte Herstellung (Primärstrukturen) mit der LIGA-Technik oder in einem Folgeprozeß (Sekundärstrukturen) durch das Heißprägen, das Spritzgießen oder das Vakuumgießen von Silikonkautschuk erfolgen. Das Präge- bzw. die gießtechnischen Verfahren erfordern ein metallisches Werkzeug (Formeinsatz), das die negative Form der zu erzeugenden Strukturen trägt. Dieses kann durch mikromechanische Fertigungsverfahren oder als galvanische Komplementärstruktur nach dem LIGA-Verfahren hergestellt werden.

Die LIGA-Technik ist ein lithographisches Verfahren, bei dem das Maskenmuster mittels Synchrotronstrahlung auf die strahlungsempfindliche Resistschicht (PMMA) übertragen wird. Nach dem selektiven Entfernen der bestrahlten bzw. der unbestrahlten Bereiche, findet man das abgebildete Maskenmuster in Form von einzelnen Kunststoffstrukturen auf dem Substrat wieder. Dieses Verfahren eignet sich besonders zur Herstellung von Strukturen mit hohen Aspektverhältnissen (Verhältnis von Strukturhöhe zu lateraler Abmessung), geringer Seitenwandrauigkeit und hohen Anforderungen an die Parallelität der Seitenwände.

Das Heißprägen ist ein Umformprozeß, bei dem ein härteres Werkzeug (Formeinsatz) unter Kraft- und Wärmeeinwirkung in den festen Formstoff eingedrückt wird. Dabei bildet sich das Relief des Formeinsatzes als Komplementärstruktur im Formstoff ab. Die Verwendung von thermoplastischen Kunststoffen (z.B. PMMA, POM oder PC) erlaubt eine Umformung mit hohen Aspektverhältnissen und hoher Abbildungstreue.

Beim Spritzgießen werden thermoplastische Kunststoffe im Bereich der Förderschnecke in den fließfähigen Zustand überführt und unter Einwirkung hoher Drücke in das Werkzeug (Formeinsatz) gespritzt. Ein beheizter Formeinsatz steigert die Fließfähigkeit des Materials im Werkzeug und erlaubt die Abformung von Strukturen im Mikrometerbereich. Dieses Verfahren weist gegenüber dem Heißprägen eine höhere Geometrievielfalt auf, da sich die gießtechnische Verfahrensweise durch eine höhere Fließfähigkeit des Materials auszeichnet.

Silikonkautschuk (SIR) ist ein elastomerer Kunststoff, der sich spritztechnisch oder manuell verarbeiten läßt. Bei der manuellen Verarbeitung werden die gießfähigen Komponenten (Härter und Binder) miteinander vermischt und über einen Trichter in die Form eingegossen. Das Befüllen der Werkzeugkavität erfolgt aufgrund des hydrostatischen Druckes im Einfüllkanal. Um Luft einschließen in den abzuformenden Strukturen zu vermeiden, kann der Formeinsatz vor dem Eingießen evakuiert werden. Nach der Verarbeitungszeit steigt die Viskosität des Materials stark an und geht in den festen, elastomeren Zustand über.

(6) Die parallele Fertigung von metallischen Mikrostrukturen [6] kann durch das LIGA-Verfahren, optische Lithographie oder durch Silizium-Mikromechanik erfolgen. Beim LIGA-Verfahren werden Primärstrukturen aus Kunststoff auf einem leitfähigen Substrat in der o.g. Weise erzeugt. Diese Strukturen weisen die komplementäre Geometrie der zu fertigenden Metallstrukturen auf. Durch galvanische Abscheidung können die Zwischenräume gleichmäßig aufgefüllt werden, bis die Kunststoffstrukturen vollständig in Metall eingebettet sind. Im darauffolgenden Prozeßschritt werden die Metallstrukturen freigelegt, indem die Kunststoffbereiche entfernt werden.

Die Herstellung von metallischen Strukturen mit Hilfe der optischen Lithographie ist vergleichbar mit der Vorgehensweise beim LIGA-Verfahren. Sie unterscheidet sich jedoch durch die Bestrahlung der lichtempfindlichen Kunststoffschicht mit UV-Licht. Die dabei erzielbaren Ergebnisse unterscheiden sich von den LIGA-Primärstrukturen durch geringere Strukturhöhen, geringere laterale Auflösung und geringere Parallelität der Seitenwände.

Durch anisotrope Ätztechniken lassen sich Silizium-Wafer strukturieren. Dazu werden bestimmte Bereiche des Wafers durch einen lithographischen Prozeß maskiert und dem Ätzmedium ausgesetzt. Die Ätzraten in den nicht maskierten Bereichen hängen von der Kristallorientierung ab, so daß die entstehenden Strukturen kristallspezifische Geometriemerkmale aufweisen. Durch das gezielte Einbringen von Dotierungsschichten kann die Vielfalt der ätzbaren Geometrien erweitert werden, da sie den Ätzvorgang in den vorgegebenen Ebenen definiert abstoppen.

(7) Zu den seriellen Fertigungstechnologien (konventionelle Mikromechanik) zählen beispielsweise feinwerktechnische Fertigungsverfahren wie Mikrofräsen und -bohren oder das Erodieren mit dünnen Drähten und das Trennen mittels Laserstrahl. Mit diesen Technologien lassen sich Strukturen in nahezu beliebiger Geometrie anfertigen, solange die Handhabung der Mikrostrukturen in den Arbeitsräumen der Maschinen möglich ist. Diese Verfahren eignen sich besonders für die prototypische Herstellung von Bauteilen in kleinen Stückzahlen. Je nach Verfahren können sowohl Metalle als auch Kunststoffe bearbeitet werden.

(8) Eine flexible Gelenkkapsel läßt sich durch einen dünnwandigen Hohlkörper aus Kunststoff realisieren, der den Gelenkbereich fluiddicht abschließt. Die erforderliche Beweglichkeit kann sowohl durch die Formgebung als auch durch die elastische Nachgiebigkeit des Materials gewährleistet werden.

(9) Zu einer integriert aufgebauten Gelenkkapsel führen Verfahren wie die Tauchbeschichtung (Kap. 4.4.4) oder das Spritzgießen mit Einlegeteilen (Kap. 4.4.5), die eine parallele Fertigung mehrerer Strukturen ermöglichen. Beide setzen eine Strukturierung mit verlorenen Kernen (Kap. 4.4.3) voraus, bei der ein Hohlkörper durch das Entfernen der inneren Stützstruktur entsteht. Die Kernstruktur verschließt den Bereich des variablen Volumens zwischen den Gelenkarmen und wird vor der Herstellung der Gelenkkapsel in die Strukturen eingepaßt. Die Verarbeitungstemperaturen von Kern- und Hüllmaterial müssen aufeinander abgestimmt sein, damit die Kernstruktur durch den Folgeprozeß nicht aufgeschmolzen wird. Nachdem die Gelenkkapsel durch eines der o.g. Verfahren mantelförmig auf den Verbund aus Gelenkarmen und Kernstruktur aufgebracht ist, kann die Kernstruktur durch einen Löse- oder Schmelzprozeß über die Fluidkanäle entfernt werden.

(10) Zu einer hybrid aufgebauten Gelenkkapsel führt die Blasformtechnik (Kap. 4.4.6), bei der ein vorgefertigter Mikroschlauch in die Fluidkanäle der Gelenkarme eingelegt und in einer beheizbaren Blasform durch die Wirkung des Innendruckes zu einer dünnwandigen Gelenkkapsel ausgeformt wird. Eine parallele Fertigung ist hier ebenfalls denkbar, indem ein längeres Schlauchstück mäanderförmig durch benachbarte Gelenkarmpaare geführt wird. Dabei gewährleistet das lokale Aufheizen der Schlauchabschnitte, daß die Ausformung nur im zentralen Bereich der Gelenkarme erfolgt.

4.4 Orientierende Untersuchungen

4.4.1 Kraftschlüssiges Wälzgelenk

In diesem Kapitel soll untersucht werden, ob die Arme eines fluidischen Mikrogelenkes über einen kraftschlüssigen Wälzmechanismus verbunden werden können. Dieser soll dem Wirkprinzip entsprechend exzentrisch angeordnet sein und die Schwenkbewegungen der Gelenkarme ermöglichen. Dazu wird eine Wälzkontur entworfen, die anhand eines Makromodells untersucht und qualitativ bewertet werden soll.

Ein kraftschlüssiges Wälzgelenk weist zwei Gelenkkonturen auf, die aufeinander abrollen können. Das Rotationszentrum der Rollbewegung (Momentanpol) befindet sich jeweils im Kontaktpunkt der Wälzkonturen. Da kraftschlüssige Gelenke nur durch die Wirkung äußerer Kräfte zusammenhalten, bewirken diese im Falle eines Wälzgelenkes die kinematisch eindeutige Abwälzbewegung der Gelenkkonturen. Die äußeren Kräfte können auch als Zwangskräfte bezeichnet werden, die eine Überlagerung von gleitenden Bewegungsanteilen verhindern. Dadurch reduziert sich das Reibungsverhalten auf die Rollreibung. Eine konstruktive Ausführung eines Wälzgelenkes ist in Abb. 4.4 zu sehen. Die Konturen greifen teilweise ineinander und sind aus kreisbogenförmigen Segmenten zusammengesetzt.

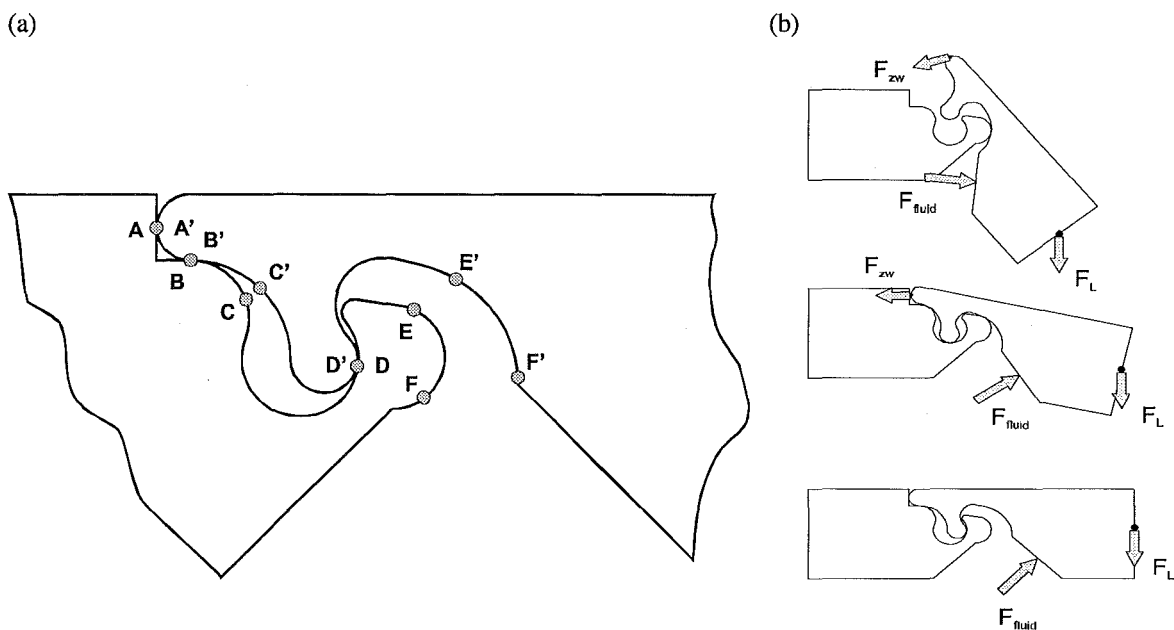


Abb. 4.4: (a)-Konturen eines Wälzgelenkes, die in die Gelenkarme eingearbeitet sind. Die Wälzkontur des linken Gelenkarmes wird durch die Kontur AF, die des rechten Gelenkarmes durch A'F' beschrieben. (b)-Funktion des Wälzgelenkes bei angehängter Lastkraft F_L , die aufgrund der fluidischen Wirkung F_{fluid} angehoben wird, wobei die Wälzbewegung durch die Zwangskraft F_{zw} unterstützt wird.

Beim Abwinkeln der Gelenkarme ergeben sich verschiedene Wälzonen, entlang derer die Kontaktpunkte wandern. Ausgehend von der gestreckten Stellung der Gelenkarme wälzt die Flanke B'C' auf ihrer Gegenflanke BC ab, bis E'F' auf EF aufsetzt. Zu diesem Zeitpunkt berühren sich die Konturen in den Punkten C/C' bzw. E/E'. Mit fortschreitender Schwenkbewegung hebt die Flanke B'C' von ihrer Gegenflanke ab und die ineinander greifenden Konturen öffnen sich durch das Abwälzen in der Zone EF. Die geometrischen Randbedingungen begrenzen den Schwenkbereich, so daß die Punkte F bzw. F' den äußersten Kontaktpunkt darstellen. Das Strecken der Gelenkarme erfolgt in umgekehrter Reihenfolge bis sich die Gelenkkonturen in den Punkten A/A', B/B' und D/D' berühren.

Die Wahl der Wälzkonturen erlaubt einen Schwenkbereich von max. 90°. In der gestreckten Stellung greifen die Konturen so ineinander, daß eine Überstreckung der Gelenkarme durch die Formgebung verhindert wird. Dabei stützen sich die Konturen durch eine Drei-Punkt-Lagerung gegenseitig ab und sind statisch bestimmt. Dieser Verriegelungsmechanismus ermöglicht aufgrund des internen Formschlusses die Aufnahme von Drehmomenten, Axial- und Querkräften.

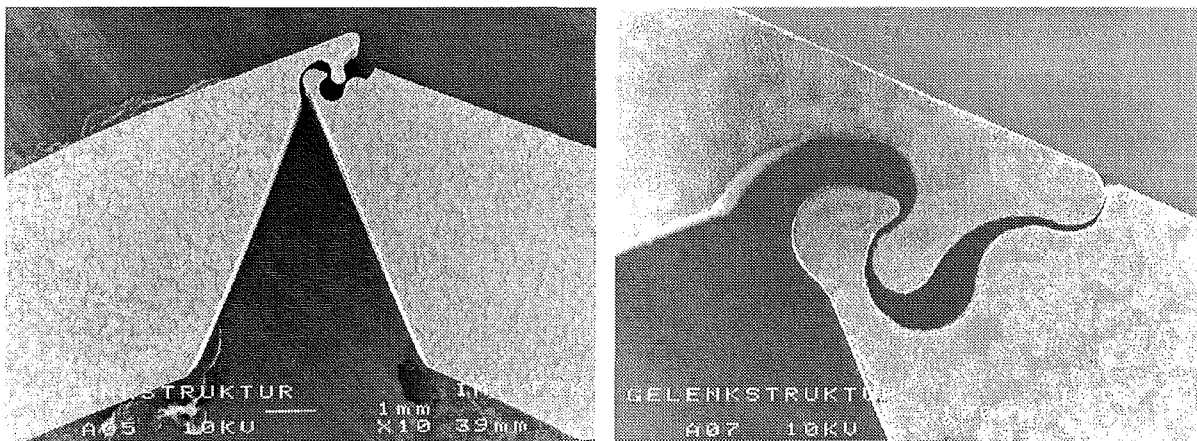


Abb. 4.5: Aus Edelstahl gefertigtes Makromodell zweier Gelenkarme, die über ein Wälz Gelenk miteinander verbunden sind. Die minimale Stegbreite im Bereich der Wälzkonturen beträgt ca. 200 µm.

In Abb. 4.5 sind zwei Gelenkarme dargestellt, die über das o.g. Wälz Gelenk miteinander verbunden sind. Sie sind Bestandteile eines Makromodells, das zu Testversuchen hergestellt wird. Sie weisen einen quadratischen Querschnitt mit einer Kantenlänge von 5 mm auf. Die Wälzkonturen sind durch Drahterodieren (Draht- $\varnothing = 100 \mu\text{m}$) in die Gelenkarme eingearbeitet, wobei die minimale Stegbreite ca. 200 µm beträgt. Eine Gelenkkapsel (siehe Abb. 4.2) kann beispielsweise durch einen Blasformprozeß (Kap. 4.4.6) oder durch eine Tauchbeschichtung (Kap. 4.4.4) hergestellt werden. Beim Tauchen hat sich jedoch gezeigt, daß sich bei kantigen Strukturen keine gleichmäßig dicke Schicht auf der Mantelfläche ausbildet. Unter Umständen weist sie sogar Löcher im Kantenbereich auf. Daher sind die Gelenkkapseln der Makromodelle durch einen Blasformprozeß hergestellt, bei dem ein

thermoplastischer PVC-Schlauch ($\varnothing = 2,5$ mm) durch die zentrale Bohrung geführt und im offenen Gelenkbereich zu einer dünnwandigen Kapsel ausgeformt wird. Die erforderliche Zwangskraft F_{zw} (Abb. 4.4b) ist aus Gründen der Einfachheit nicht vorhanden, da sie nur durch eine zusätzliche Gelenkkomponente aufgebracht werden kann.

Die Funktion des Wälzgelenkes wird nachgewiesen, indem Gewichte entsprechend Abb. 4.4b am beweglichen Gelenkarm des Makromodells befestigt und durch das fluidische Antriebsmoment angehoben werden. Der Schwenkwinkel ist aufgrund der Wanddicke der sich einfaltenden Gelenkkapsel auf ca. 45° begrenzt. In der gestreckten Stellung ist das Gelenk verriegelt und kann sowohl Drehmomente als auch Axial- und Querkräfte zu übertragen. Die Wälzbewegung ist bei großen Auslenkungen von einem gleitenden Bewegungsanteil überlagert. Weicht der Lastfall von der o.g. Situation ab, kann sogar eine Separation der Wälzkonturen eintreten, die einen Funktionsausfall des Gelenkes herbeiführt.

Diskussion: Das am Makromodell beobachtete Gleitwälzen ist auf die unzureichende Bewegungsführung durch Zwangskräfte zurückzuführen. Um eine ideale Wälzbewegung zu gewährleisten, müssen Zwangskräfte und Wälzkonturen auf die Bewegungsvorgabe abgestimmt sein. Die Wälzkonturen müssen unter Berücksichtigung der Zwangskräfte so entworfen werden, daß die im Kontaktpunkt übertragene Tangentialkraft kleiner als die maximal übertragbare Haftreibungskraft ist. Zur Beschreibung der in der Kontaktfläche übertragenen Normal- und Tangentialkräfte kann beispielsweise das in Kap. 3.1.1 vorgestellte Kontaktmodell herangezogen werden.

4.4.2 Silikonkautschuk als flexible Struktur

In diesem Unterkapitel wird die Verwendung von Silikonkautschuk (SIR) zur Herstellung von flexiblen Mikrostrukturen durch manuelle Gießtechnik untersucht.

Die typischen Eigenschaften von SIR¹ sind vom elastomeren Charakter des Materials geprägt. Die Härten liegen im Bereich von ca. 12 - 80 Shore A. Die Reißfestigkeit variiert bei Maximaldehnungen von 110 - 700 % von ca. 2 bis 9 N/mm². Die Temperaturgrenze bei dauerhafter Einwirkung liegt bei ca. 180°C. Kurzzeitig übersteht das Material auch Temperaturen bis ca. 300°C schadlos. Gegenüber Chemikalien verhält sich das Material sehr beständig. Eine gießtechnische Verarbeitung kann sowohl maschinell (z.B. Spritzguß), aber auch manuell erfolgen.

Das im Rahmen dieser Untersuchung verwendete Material ELASTOSIL M4601 (siehe auch Tab. 5.1) basiert auf einem 2-komponentigen System, das manuell verarbeitet werden kann.

¹ ELASTOSIL der Fa. Wacker-Chemie GmbH

Nach dem Vermischen der gießfähigen Komponenten weist das Material eine relativ niedrige Viskosität von ca. 20 Pa s auf, die nach der Verarbeitungszeit stark ansteigt. Um die beim Mischvorgang eingerührte Luft zu entfernen, muß das Material vor dem Gießprozeß im Vakuum entgast werden. Die Abformung erfolgt, indem eine durch Heißprägen nach dem LIGA-Verfahren hergestellte Mikrostruktur bei Umgebungsbedingungen in SIR eingegossen wird. Die Vernetzung des Materials erfolgt durch Polyaddition bei Temperaturen zwischen 20 und 70°C. Aufgrund der hohen Elastizität von SIR können Positiv- und Negativstruktur nahezu unbeschadet voneinander getrennt werden. Das Ergebnis dieser Abformung ist in Abb. 4.6 dargestellt, wobei die Positivstruktur auf der linken, die abgeformte Negativstruktur aus SIR auf der rechten Seite abgebildet ist.

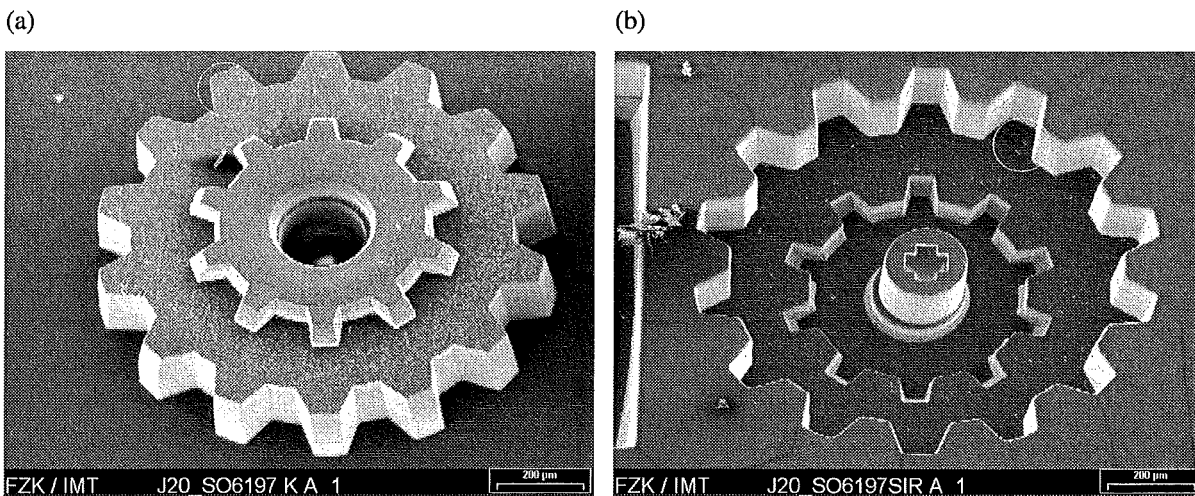


Abb. 4.6: Abguß einer Mikrostruktur mit Silikonkautschuk durch manuelle Gießtechnik. (a)-Geprägte Mikrostruktur (LIGA) aus thermoplastischem Material als Positivstruktur, wobei die Seitenwände aufgrund einer fehlerhaften Abformung eine ausgeprägte Neigung aufweisen; (b)-Abgeformte Komplementärstruktur aus SIR.

Diskussion: Wie das Abformergebnis in Abb. 4.6 deutlich zeigt, kann durch manuelle Gießtechnik von SIR eine sehr hohe Abbildungstreue mit den für das LIGA-Verfahren typischen Strukturhöhen erzielt werden. Dieses Ergebnis ist einerseits auf die niedrige Viskosität, andererseits auf das hohe Benetzungsvermögen von SIR im unvernetzten Zustand zurückzuführen.

Der oben gezeigten Abformung liegen vorwiegend erhabene Strukturen zugrunde. Dabei ist die Gefahr zur Bildung von Lufteinschlüssen relativ gering. Bestehen die abzuformenden Mikrostrukturen jedoch aus einzelnen abgeschlossenen Kavitäten (z.B. Sackloch), kann die Luft nicht entweichen, was zu Hohlräumen in der abgeformten Struktur führt. Um dies zu vermeiden, muß der Gießprozeß im Vakuum erfolgen.

4.4.3 Strukturierung mit verlorenen Kernen

Eine Vielzahl von gießtechnischen Verfahren ermöglichen die makroskopische Fertigung von Hohlkörpern mit starken Hinterschneidungen. Diese Verfahren beruhen darauf, daß der in die

Form eingelegte Kern nach dem Gießen des Werkstücks durch Ausschmelzen, Lösen oder Vergasen des Materials entfernt werden kann. Solche Kerne bezeichnet man auch als verlorene Kerne, da sie für die Herstellung eines weiteren Bauteils nicht mehr verwendet werden können.

In diesem Unterkapitel soll in Form einer Studie untersucht werden, ob sich diese in der Makrotechnik gebräuchliche Strukturierungsart auf die Herstellung einer Gelenkkapsel im Submillimeterbereich übertragen läßt. Dazu werden zunächst die gängigen Verfahren in der Makrotechnik recherchiert und dokumentiert. In Bezug auf die Herstellung der Gelenkkapsel, die unter Annahme einer existierenden Technologie aus Polyethylen (PE) bzw. Latex hergestellt werden kann, werden die Integration und das selektive Entfernen der Kernstruktur als zentrale Prozeßschritte behandelt. Mögliche Lösungswege werden für unterschiedliche Werkstoffe aufgezeigt und abschließend qualitativ bewertet.

Zu den in der Makrotechnik üblichen Verfahren zählen das Feingießen, die Schmelzkern- und Lösekerntechnik und das Vollformverfahren. Beim Feingießverfahren [19] werden Primärstrukturen aus Wachs modelliert, mit einem Anguß versehen und in Quarzsand eingebettet. Nach dem mechanischen Verdichten oder dem reaktiven Aushärten des Formstoffs, kann das Wachsmodell durch Wärmeeintrag ausgeschmolzen werden. Man erhält dadurch die Negativform als Gießwerkzeug für eine Sekundärstruktur. Dieses Verfahren wird auch als Wachsausschmelzverfahren bezeichnet.

Die Schmelzkerntechnik [20] kann auch in Verbindung mit dem Spritzgießen verwendet werden. Dabei ist man in der Lage, einen in das Gießwerkzeug eingelegten Metallkern mit einem thermoplastischen Kunststoff zu umspritzen. Als Kernwerkstoff wird eine niedrigschmelzende Zinn-Wismut-Legierung eingesetzt, die im Anschluß an die Abformung in einem Heizbad induktiv erwärmt und aus dem Werkstück ausgeschmolzen wird.

Die Lösekerntechnik [21] basiert auf Werkstoffen, die nach dem Gießprozeß durch geeignete Medien aus dem Werkstück herausgelöst werden können. Beim Kokillenguß von Motorkolben mit komplett innenliegenden Kühlhohlräumen werden vorwiegend gepreßte Salzkerne eingesetzt. Sie bestehen zu 95% aus Natriumchlorid, zu 3% aus Borax und zu jeweils 1% aus Magnesiumoxid und Talkum. Die Kerne müssen gepreßt, getrocknet und gesintert werden, bevor man sie in die Gießform einlegt. Nach dem Eingießen und Abkühlen der Schmelze können diese Kerne beispielsweise mit Wasser aus den Hohlräumen des Kolbens herausgelöst werden. Harnstoffe und Kunstharze eignen sich aufgrund ihrer guten selektiven Löslichkeit ebenfalls für diese Technologie.

Das Vollformverfahren [19] beruht auf Positivstrukturen, die aus Polystyrolschaum gefertigt sind. Diese werden wie beim Feingießverfahren mit einem Anguß versehen und in Quarzsand eingebettet. Der Vorteil dieses Verfahrens besteht darin, daß vor dem Gießprozeß die

Entfernung des Kerns entfallen kann, da das geschäumte Material beim Eingießen der Schmelze nahezu rückstandsfrei vergast wird.

Die Anwendung solcher Strukturierungsarten zur Herstellung einer Gelenkkapsel erfordert im Rahmen dieser Betrachtung mehrere Annahmen. Es wird davon ausgegangen, daß die Gelenkarme über ein Mikrogelenk verbunden sind und bereits als vorgefertigte Strukturen vorliegen. Weiterhin wird vorausgesetzt, daß eine Fertigungstechnologie (siehe auch Kap. 4.4.4 und 4.4.5) existiert, mit der eine dünnwandige Hüllstruktur aus PE oder Latex auf die Gelenkarme und die Kernstruktur aufgebracht werden kann. Diese umschließt die Strukturen schlauchförmig und läßt mindestens eine äußere Stirnfläche bzw. einen Fluidkanal zum Entfernen der Kernstruktur unverschlossen. Überträgt man nun das Strukturierungsprinzip mit verlorenen Kernen auf die Herstellung der Gelenkkapsel eines fluidischen Mikrogelenkes, so ergeben sich zwei wesentliche Prozeßschritte.

- **Integration der Kernstruktur:** Das ausgesparte Volumen zwischen den Gelenkarmen kann durch das Einlegen einer extern gefertigten Kernstruktur ausgefüllt werden. Diese Struktur kann durch mikromechanische Zerspannung, Mikroguß oder galvanische Abscheidung aus Kunststoff oder Metall hergestellt werden.

Das Ausfüllen des Volumenbereichs kann aber auch durch einen gießtechnischen Prozeß erfolgen, bei dem die Kernstruktur direkt in die Gelenkarmstrukturen integriert wird. Diese Verfahren können nach der Aushärtung des Werkstoffes unterschieden werden. Sie kann thermisch bedingt sein, einer chemischen Reaktion unterliegen oder durch Diffusion erfolgen.

- **Selektives Entfernen der Kernstruktur [22]:** Die Kernstruktur kann durch einen physikalischen oder durch einen chemischen Lösungsvorgang entfernt werden. Das physikalische Lösen einer Kunststoffstruktur beruht auf dem diffusionsgesteuerten Eindringen des Lösungsmittels in den zu lösenden Stoff. Die verknäulten Polymerketten weiten sich durch das Aufbrechen der zwischenmolekularen Bindungen, was sich makroskopisch durch die Quellung des Materials bemerkbar macht. Moleküle aus den Randbereichen gehen in chemisch unveränderter Form in Lösung, sobald die Aufweitung die gesamte Kettenlänge erfaßt hat.

Das chemische Lösen (Ätzen) einer aus Kunststoff bestehenden Kernstruktur erfolgt durch die chemische Veränderung der Polymerketten. In der Grenzschicht findet eine Reaktion statt, bei der neben den schwächeren intermolekularen Bindungskräften auch die innermolekularen Bindungen aufgebrochen werden. Die langen Polymerketten werden dadurch in kleinere Moleküle zerlegt, die aufgrund der höheren Beweglichkeit schneller in Lösung gehen können.

Das chemische Lösen (Ätzen) einer metallischen Kernstruktur ist ein elektrochemischer Prozeß, bei dem eine Oxidationsreaktion stattfindet und Metallionen in Lösung gehen. Meist ist der Lösungsvorgang mit der Bildung von Komplexen verbunden, die sich als Hülle um das Zentralion legen. Das Ätzverfahren kann sehr effektiv ablaufen, sofern die in der Elektrode zurückgelassenen Elektronen über einen Stromkreis abgeführt werden. Dadurch wird verhindert, daß das Elektrodenpotential der Bildung von Metallionen entgegen wirkt.

In Tab. 4.1 sind typische Vertreter verschiedener Werkstoffgruppen gezeigt, die prinzipiell als Kernstruktur in die Gelenkarme integriert und im Anschluß an die Herstellung der Gelenkkapsel wieder aus den Strukturen entfernt werden können.

Werkstoffgruppe	Spezifikation	Auswahl	Kernstruktur				Lösungsmittel [23,24]
			integrieren durch Einlegen	Eingießen	entfernen durch Ausschmelzen	Lösen	
Metalle	Zerspanbar	Cu	•	-	-	c	Eisen(III)chlorid-Lösung
	Galvanisch abscheidbar	Ni	•	-	-	c	Ammoniumperoxydisulfat/Eisen(III)-chlorid-Lösung
	Niedrigschmelzend	ZnBi-Legierung	-	t	•	-	-
Wachse	Petrochemisch	Hartparaffin	-	t	•	c	Decalin
Synthetische Kunststoffe	Polymerisat	Polyacetal (POM)	•	t	-	c	Phosphorsäure
	Polyaddukt	Epoxidharz (EP)	-	r	-	c	Schwefelsäure/Wasserstoffperoxid
	Polykondensat	Novolak (PF)	-	d	-	c	Aceton
		Polycarbonat (PC)	•	t	-	c	Kaliumhydroxid
Abgewandelte Naturstoffe	Pflanzlich	Celluloseacetat (CA)	•	t	-	p	Essigsäure
	Tierisch	Fischleim	-	d	-	p	Wasser
	Tierisch	Schellack	-	d	-	p	Ethanol

Tab. 4.1: Auswahl von Werkstoffen, die als vorgefertigte Strukturen oder als gießfähige Materialien zum Ausfüllen des Kernvolumens dienen und anschließend selektiv entfernt werden können. Es bedeuten: (t)-thermische Aushärtung; (r)-Aushärtung durch chemische Reaktion; (d)-Aushärtung durch Diffusion; (c)-Chemisches Lösen (Ätzen); (p)-Physikalisches Lösen.

Diskussion: Für die Strukturierung mit verlorenen Kernen im Submillimeterbereich werden Werkstoffe favorisiert, die sich gießtechnisch integrieren lassen, thermisch bedingt aushärten und durch chemisches Lösen wieder aus den Strukturen entfernt werden können. Des weiteren müssen geeignete Kernwerkstoffe hohe Schmelz- bzw. Erweichungstemperaturen aufweisen,

damit sie bei thermischen Folgeprozessen stabil bleiben. Diese Bedingungen werden beispielsweise von den thermoplastischen Kunststoffen POM und PC erfüllt, die sich im Spritzguß verarbeiten und selektiv zu PE und Latex mit Phosphorsäure (bis 85%) bzw. Kaliumhydroxid (KOH) lösen lassen. Ihre Schmelz- bzw. Erweichungstemperaturen betragen ca. 165°C bzw. ca. 150°C.

Im Vergleich zur gießtechnischen Integration ist die externe Herstellung von Einlegekernen durch mikromechanische Zerspanung aufgrund der seriellen Fertigung mit hoher Genauigkeitsanforderung sehr aufwendig. Darüber hinaus sind für das Einlegen der Kerne Montagetoleranzen erforderlich, die den Verbund aus Gelenkarmen und Kern als nicht vollständig geschlossene Struktur erscheinen lassen. Dies kann in Abhängigkeit des Folgeprozesses zu starken Abweichungen von der gewünschten Kapselgeometrie (z.B. sog. Schwimmhäute) führen.

Die Verwendung eines reaktiv aushärtenden Kunststoffs ist im Vergleich zu den thermoplastischen Kunststoffen mit einer Vernetzung der Polymerketten verbunden. Solche Materialien eignen sich in der Regel nicht als Kernmaterial, da sie im vernetzten Zustand meist nur noch mit aggressiven Stoffen gelöst werden können. Die Selektivität gegenüber PE und Latex kann damit nicht mehr gewährleistet werden.

Basiert die Aushärtung des Formstoffs auf der Diffusion des Lösungsmittels in die Umgebung, reduziert sich das Volumen des eingegossenen Kernmaterials. Die gewünschte Kerengeometrie kann nur durch einen entsprechenden Vorhalt in der Gießform erzielt werden. Darüber hinaus kann das Trocknen dicker Schichten oder größerer Volumenbereiche sehr lange dauern. Unter Umständen kann das Lösungsmittel überhaupt nicht entweichen, da die Diffusionsgeschwindigkeit in bereits getrockneten Schichten stark herabgesetzt ist. Die diffusionsgesteuerte Aushärtung von Werkstoffen eignet sich im Vergleich zur thermoplastischen Verarbeitung nicht zur Erzeugung von Kernstrukturen, da Schwindmaße und Trocknungszeiten viel zu hoch sind.

Das physikalische Lösen der Kernstruktur erfolgt im Vergleich zum chemischen Lösen durch Diffusion. Solche Vorgänge weisen in der Regel lange Prozeßzeiten auf. Die Kernstruktur ist vollständig von der Gelenkkapsel umschlossen, wodurch sich die Angriffsfläche des Lösungsmittels zur Aufweitung der Polymerketten auf die Querschnittsflächen der Fluidkanäle reduziert. In den Fluidkanälen bilden sich kaum Strömungen aus, so daß der Abtransport der langkettigen Moleküle nur langsam erfolgt. Eine Variation der Versuchsbedingungen (Bsp. Wärmeeintrag, Erzeugung von lokalen Strömungsfeldern durch Ultraschall) kann den Lösevorgang beschleunigen. Dennoch werden Prozeßzeiten erwartet, die im Vergleich zum chemischen Lösen wesentlich länger sind.

Das chemische Lösen der Kernstruktur hingegen bewirkt eine molekulare Veränderung der zu lösenden Polymerketten. Das Aufbrechen der langkettigen Moleküle in kurze Bruchstücke beschleunigt den Lösevorgang entscheidend. Die reduzierte Kettenlänge steigert aufgrund der erhöhten Molekülbeweglichkeit die Lösungsrate. Entsprechend dem schnelleren Stofftransport gelöster Anteile steigt auch der Nachschub von reaktivem Lösungsmittel in die Grenzschicht.

Das Ausschmelzen eines Werkstoffs eignet sich nicht für Kernstrukturen im Submillimeterbereich, da aufgrund der hohen Kapillarkräfte das Entfernen der Schmelze nur bedingt möglich ist.

4.4.4 Tauchbeschichtung mit Latex

In diesem Unterabschnitt soll überprüft werden, ob sich ein Tauchverfahren zur integrierten Herstellung einer Gelenkkapsel eignet. Dabei wird die Strukturierung mit verlorenen Kernen (Kap. 4.4.3) vorausgesetzt, bei der eine freitragende Hüllstruktur (Gelenkkapsel) durch das Herauslösen der inneren Kernstruktur hergestellt werden kann. Um das Beschichtungsverhalten in Abhängigkeit der Geometrie zu untersuchen, werden unterschiedliche Teststrukturen mit Latex beschichtet.

Latex ist der Ausgangswerkstoff für alle Naturkautschuk-Produkte [25], die vorwiegend im Gesundheitswesen, aber auch in der Spielzeug- und Reifenindustrie Verwendung finden. Zur technischen Verarbeitung wird die wässrige Dispersion mit Additiven versetzt, die eine Koagulation der Latexteilchen und eine vorzeitige Zersetzung verhindern. Bei der Tauchbeschichtung wird eine Positivstruktur mit definierter Geschwindigkeit in das Latexbad eingetaucht und nach einer bestimmten Verweildauer wieder herausgefahren. Die Dicke der am Modell haftenden Latexschicht hängt unter anderem von der Oberflächenbeschaffenheit und den Tauchparametern (Geschwindigkeit, Verweildauer, Viskosität, etc.) ab. Bevor die Polymerketten durch die Einwirkung von Wärme vernetzt werden, müssen die Schichten getrocknet werden. Die Vernetzung erfolgt durch die Reaktion mit Schwefel (Vulkanisation), die dem Werkstoff seine typischen Eigenschaften (z.B. Reißfestigkeit ca. 30MPa bei Maximaldehnung von ca. 900%) verleiht.

Zunächst werden zylindrische Strukturen ($\varnothing = 1,2,3,4$ und 5 mm), dann eine Struktur mit quadratischem Querschnitt (Kantenlänge = 5mm) im Tauchverfahren beschichtet. Sie werden an einer Linearführung befestigt und vertikal in den Flüssigkeitsbehälter eingetaucht, wobei Geschwindigkeiten von ca. 0,6 bis 1,3 mm/s variiert werden. Die Viskosität² der verwendeten Latexdispersion³ beträgt bei den Versuchen ca. 35 s, die Verweilzeit im untersten Punkt

² Ford Cup 3, 30°C

³ MR REVULTEX, Kautschuk-Gesellschaft mbH

ca. 30 s. Die Schichten werden bei Raumtemperatur ca. 60 min getrocknet und anschließend bei 70°C ca. 210 min im Ofen vulkanisiert.

Die erzielten Schichtdicken liegen bei den runden Strukturgeometrien im Bereich von 70 bis 210 μm bei einer Variation von ca. $\pm 20 \mu\text{m}$ am Umfang. Durch wiederholtes Tauchen mit anschließender Trocknungsphase lassen sich auch dickere Schichten erzeugen. Aufgrund der hohen Elastizität können die Schichten als geschlossene Hüllstruktur von den zylindrischen Modellen abgezogen und ausgewertet werden.

Bei der Probe mit quadratischem Querschnitt hingegen läßt sich keine gleichmäßige Schichtdicke am Umfang der Struktur feststellen. Im mittleren Bereich der Seitenflächen ist die Schichtdicke nahezu konstant, während sie im Bereich der Kanten gegen Null tendiert. Das Abziehen der Schichten als geschlossene Hüllstrukturen ist nicht möglich, da sie aufgrund der unterschiedlichen Schichtdicken entlang der Kanten aufreißen.

Diskussion: Die Versuchsergebnisse zeigen, daß die im Tauchverfahren hergestellten Schichten eine starke Abhängigkeit von der zu beschichtenden Geometrie aufweisen. Eine gleichmäßig dicke Beschichtung kann nur erzielt werden, sofern alle Latexteilchen identische Benetzungsbedingungen am Modellkörper erfahren. Dies setzt möglichst runde Konturen mit großen Krümmungsradien voraus. An Ecken und Kanten wechseln die Benetzungsbedingungen diskontinuierlich, so daß es dort zu unterschiedlichen Schichtdicken kommen kann. Eine Kante weist als Schnittlinie zweier Flächen einen unendlich kleinen Krümmungsradius auf, der die Ausbildung von Oberflächenkräften und damit die Benetzung unmöglich macht.

4.4.5 Spritzgießen mit Einlegeteilen

In diesem Unterkapitel wird die Herstellbarkeit einer Gelenkkapsel im Spritzgußverfahren (siehe Abb. 4.3(9)) überprüft. Das Spritzgießen mit Einlegeteilen ist in Millimeter- und Zentimeterabmessungen eine gängige Technologie und entspricht dem Stand der Technik. Für Strukturen im Mikrometerbereich wird diese Fertigungsmethode jedoch noch nicht angewendet. Im Rahmen dieser Arbeit werden erstmals Testversuche an einem Formeinsatz durchgeführt, an dem die Bedingungen zur Herstellung einer schlauchförmigen Gelenkkapsel untersucht werden können. In den Experimenten werden zunächst die spezifischen Abformparameter ermittelt, bevor das Umspritzen der Einlegeteile mit Hüllstrukturen in Mikrometerabmessungen erfolgt. Die erzielten Ergebnisse werden abschließend ausgewertet und diskutiert.

Mit der Entwicklung eines fluidischen Mikrogelenkes wird überprüft, ob sich mit dieser Methode eine schlauchförmige Hüllstruktur, wie sie in Abb. 4.7a dargestellt ist, als fluidische Gelenkkapsel herstellen läßt. Bei der idealen Abformung solcher Strukturen trifft die geteilte

Gießfront nach zweimaliger Umlenkung um 90° wieder zusammen und bildet eine homogene Schicht. Im Rahmen dieser Untersuchung ist zu klären, ob dieser Füllvorgang auch für Spaltweiten im Mikrometerbereich reproduzierbar möglich ist, ohne daß eine vorzeitige Erstarrung der Schmelze das vollständige Umschließen des Einlegeteils verhindert.

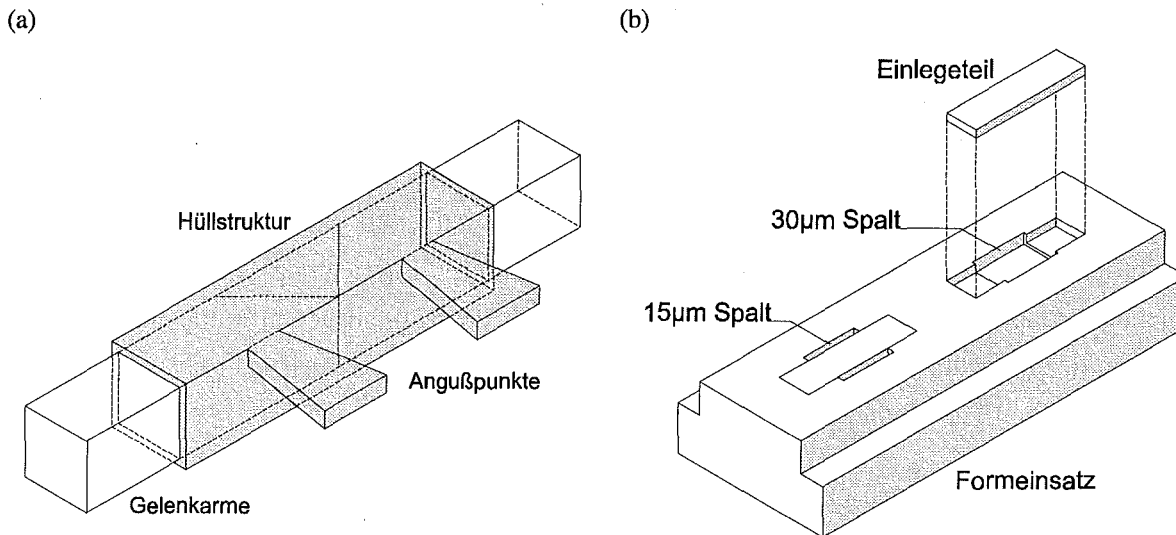


Abb. 4.7: (a)-Schlauchförmige Hüllstruktur, die als Gelenkkapsel über zwei Angußpunkte an die Gelenkarme angespritzt werden soll. (b)-Formeinsatz, der in Verbindung mit Einlegeteilen 15 und 30 µm weite Hüllspalte zur Abformung ermöglicht.

In Anlehnung an die in Abb. 4.7a dargestellte Gelenkkapsel wird ein Formeinsatz (Abb. 4.7b) aus Edelstahl hergestellt, der die Abformung zweier Hüllspalte mit unterschiedlichen Weiten ermöglicht. Der Formeinsatz trägt zwei Formnester, die durch Senkerodieren in das Werkzeug eingearbeitet sind. Sie weisen unterschiedlich gestufte Strukturen auf, die jeweils mit zwei Senkelektroden gefertigt sind. Wird der Formeinsatz, wie in Abb. 4.7b schematisch dargestellt, mit den Einlegeteilen kombiniert, entstehen Spalten, die sich entlang der Seitenwände und der Unterseite der Einlegeteile erstrecken. Aus den unterschiedlichen Tiefen und Breiten der beiden Mittelplateaus ergeben sich in Kombination mit den Einlegeteilen Spaltweiten von 15 bzw. 30 µm. Sowohl das Gesenk als auch die Einlegeteile weisen Entformungsschrägen von 10° auf. Aufgrund der Fertigungstoleranz weist die Senktiefe der einzelnen Plateaus innerhalb des Formeinsatzes eine Streuung von maximal 20 µm auf. Die maximalen Oberflächenrauigkeiten der gesenkten Strukturen betragen ca. $R_t = 1 \mu\text{m}$. Die Ecken und Stufen innerhalb des Gesenkes weisen deutliche Kantenverrundungen auf. Im Gegensatz dazu sind die Ecken und Kanten der Einlegeteile durch das Drahterodieren sehr scharf ausgebildet. Die Streuung des Längen- und Breitenmaßes für verschiedene Einlegeteile liegt bei $\pm 5 \mu\text{m}$. Ober- und Unterseiten sind geschliffen und weisen eine maximale Rauigkeit $R_t = 1 \mu\text{m}$ auf.

Zur Durchführung der Abformversuche wird der Formeinsatz in das Stammwerkzeug einer Spritzgußmaschine⁴ eingebaut. Das Werkzeug wird über eine 2-Kreis-Temperiervorrichtung zum Einspritzen der Formmasse erwärmt und zur Entformung der Mikrostrukturen gekühlt. Um Luftpneinschlüsse zu vermeiden, kann das Werkzeug vor der Abformung evakuiert ($p \leq 1 \text{ hPa}$) werden. Die Arbeitsabläufe während des Abformens werden von einer in die Maschine integrierten, programmierbaren Einheit gesteuert.

Bei der Materialauswahl werden sowohl Schmelzindex⁵, Verarbeitungstemperatur als auch chemische Beständigkeit berücksichtigt. Der Schmelzindex ist ein Maß für die Fließfähigkeit des Materials im Verarbeitungszustand und ist beim ausgewählten Polyethylen⁶ (PE-LD) mit ca. 33-39 g/10 min relativ hoch. Die Verarbeitungstemperatur liegt unterhalb der Schmelz- bzw. Erweichungstemperaturen für POM (ca. 165°C) und PC (ca. 150°C), wodurch die thermische Stabilität einer Kernstruktur gewährleistet werden kann. Darüber hinaus ist der Werkstoff gegenüber Kaliumhydroxid (KOH) und Phosphorsäure beständig [23], was das selektive Entfernen der Kernstrukturen aus POM und PC ermöglicht (siehe Kap. 4.4.3). Eine Übersicht der wichtigsten Werkstoffeigenschaften der verwendeten Materialsorte ist in Tab. 4.2 zu sehen.

Dichte (g/cm ³)	Schmelz- temp. (°C)	Vicat- Erw.temp. (°C)	Schmelz- index (g/10min)	E-Modul (N/mm ²)	Härte Shore D (1)	Massetemp. (°C)	Beständig in	Unbeständig in
0,923- 0,925	112	89	33-39	280	49	180-240	KOH, Phosphor- säure	Aceton, Ethylacetat, Essigsäure

Tab. 4.2: Eigenschaften des zum Spritzgießen verwendeten Materials PE-LD (Lupolen 2410T, BASF).

Die ersten Spritzgußversuche dienen der Ermittlung der relevanten Verfahrensparameter, die ein möglichst gutes und reproduzierbares Abformergebnis gewährleisten. Diese Einstellungen sind in Tab. 4.3 aufgelistet.

Massetemp. (°C)	Plastifizier- weg L400 (mm)	Einspritz- druck (bar)	Einspritz- geschw. (mm/s)	Nachdruck (bar)	Nach- druckzeit (s)	Einspritz- temp. (°C)	Entform- ungstemp. (°C)
190-205	60	470	50	390	30	95-100	50

Tab. 4.3: Maschinen- und Werkzeugparameter zur Herstellung von dünnwandigen Hüllstrukturen.

⁴ Klöckner-Ferromatik FM60

⁵ MFI (190/2,16)

⁶ Lupolen 2410T, BASF

Ein typisches Abformergebnis ist als REM-Aufnahme in Abb. 4.8 zu sehen. Das Einlegeteil ist nach der Entformung auf einer für das Mikrospritzgießen [26] üblichen Substratplatte angeordnet und wird im mittleren Bereich von der abgeformten Kunststoffstruktur eingehüllt.

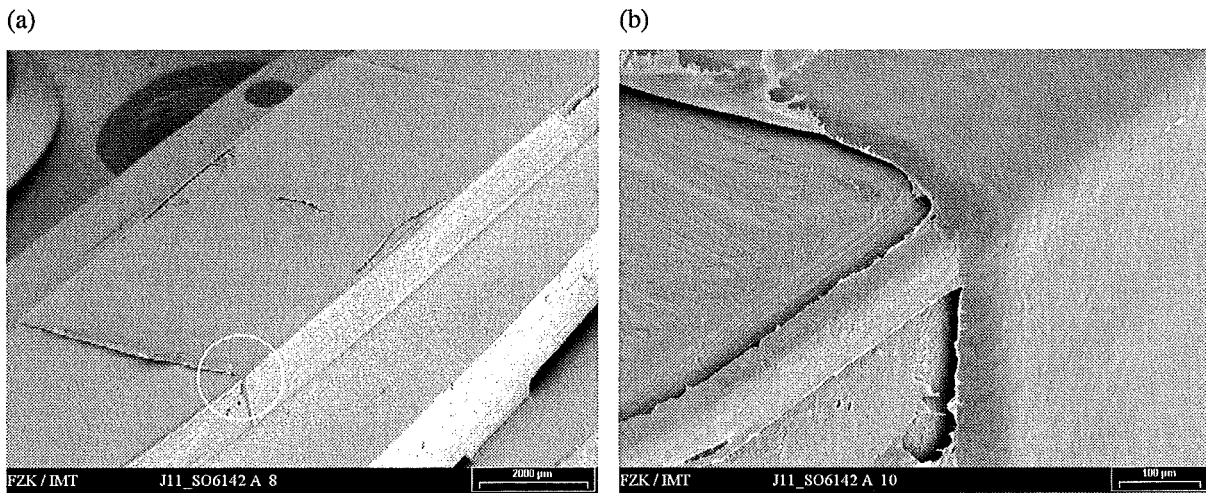


Abb. 4.8: Typische Hüllstruktur, die durch Spritzgießen mit Einlegeteilen hergestellt werden kann. (a)-Einlegeteil mit Hüllstruktur (30 µm) auf Substratplatte; (b)-Detailansicht des gekennzeichneten Bereichs.

In Abb. 4.8a ist deutlich zu erkennen, daß die Hüllstruktur mit einer Solldicke von 30 µm im mittleren Bereich offene Stellen aufweist. Die vergrößerte Darstellung des gekennzeichneten Strukturdetails in Abb. 4.8b zeigt, daß sich in den Randbereichen der Hüllstruktur sog. „Schwimmhäute“ als parasitäre Strukturen ausbilden. Sie erstrecken sich als dünne Häutchen teilweise über große Bereiche des Einlegeteils sowohl auf der Oberseite als auch an den Seitenwänden. Das Ergebnis der Dickenmessung ist in Tab. 4.4 dargestellt.

Dickenmessung (µm)	Mittelplateau	Schwimmhaut Mittelplateau	Seitensteg	Schwimmhaut Seitensteg
15 µm Struktur	9-17	k.A.	34-43	5-13
30 µm Struktur	15-33	14-19	48-52	6-13

Tab. 4.4: Dickenmessung an abgeformten Hüllstrukturen und Schwimmhäuten.

Diskussion: Die Abformergebnisse zeigen, daß es prinzipiell möglich ist, ein Einlegeteil mit einer dünnwandigen Hüllstruktur (hier: 15 - 30 µm) zu umspritzen. Es können geschlossene Strukturen hergestellt werden, die trotz geteilter Gießfront und langer Fließwege keine Bindenaht aufweisen. Löcher, die im Rahmen dieser Abformversuche an der Oberseite der Hüllstrukturen (Abb. 4.8a) beobachtet werden, sind auf die Durchbiegung der Einlegeteile zurückzuführen. Die aufgrund des hohen Spritzdruckes auf den Einlegeteilen lastenden Kräfte bewirken eine plastische Deformation, die nach der Abformung nachgemessen werden kann.

Die „Schwimmhäute“, die sich entlang der Hüllstruktur, aber auch auf der Oberseite und den Seitenflächen des Einlegeteils ausbilden, sind durch die Paßungenaugigkeit von Einlegeteil und

Formeinsatz bedingt. Das definierte und abdichtende Einpassen einer Struktur kann an maximal drei Flächen des Formeinsatzes erfolgen. Alle weiteren Flächenpaare weisen die zum Einlegen erforderlichen Fügspalte auf. Die Spaltweiten resultieren aus dem erforderlichen Einlegespiel und den überlagerten Fertigungstoleranzen. Bei ausreichend hoher Fließfähigkeit der Schmelze werden sie gegebenenfalls mit Formmasse befüllt und bilden sich in Form der o.g. „Schwimmhäute“ ab.

4.4.6 Mikroblasformen von thermoplastischen Schläuchen

Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit dem Blasformen thermoplastischer Schläuche zur Herstellung einer dünnwandigen Gelenkkapsel. Dabei wird untersucht, ob sich das in der Makrotechnik bewährte Verfahren zur Herstellung dünnwandiger Hohlkörper (z.B. PET-Trinkflasche) auf Strukturen im Submillimeterbereich übertragen läßt. Die Blasformversuche werden an Schläuchen aus Polyvinylchlorid (PVC) und Polyurethan (TPU) durchgeführt und am Ende dieses Kapitels diskutiert.

Das Blasformen [27] ist ein thermisch unterstützter Umformprozeß, bei dem ein makroskopischer Hohlkörper (Vorformling) durch die Wirkung von Druckkräften in seine Gebrauchsform überführt wird. Meist wird der Vorformling durch einen Extrusions- bzw. Spritzgußprozeß zum Hohlkörper geformt, der im aufgeheizten Zustand in eine geteilte Werkzeugform eingelegt und bis zur Werkzeuginnenwand aufgeblasen wird. Dabei wird die Verformung in axialer Richtung durch einen Stempel unterstützt, der in den Vorformling einfährt und diesen bis zur gegenüberliegenden Werkzeuginnenwand streckt. Die Verstreckung in Längs- und Umfangsrichtung führt zur biaxialen Orientierung der Makromoleküle, was beispielsweise eine Steigerung der Zugfestigkeit des Materials bewirkt.

In der Mikrotechnik wird das Blasformen bereits genutzt, um rotationsymmetrische Ballons zur Positionierung eines Katheters [28] herzustellen. Im Rahmen dieser Arbeit wird untersucht, ob sich eine nicht rotationsymmetrische Gelenkkapsel auf Basis eines extrudierten Schlauches durch Blasformen in die Gelenkarme eines fluidischen Mikrogelenkes mit quadratischem Querschnitt integrieren läßt.

Bei den ersten Blasformversuchen wird der TPU-Schlauch ($A-\varnothing = 0,6 \text{ mm}$, $I-\varnothing = 0,4 \text{ mm}$) in die Nut einer Messingform eingepaßt, die auf einer Heizplatte bei 125°C thermisch homogenisiert wird. Die Nut weist eine seitliche Aussparung auf und kann mit einer Platte von oben abgedeckt werden. Beim Anlegen einer Druckdifferenz von 2250 hPa formt sich der Schlauch, wie in Abb. 4.9a dargestellt, aus.

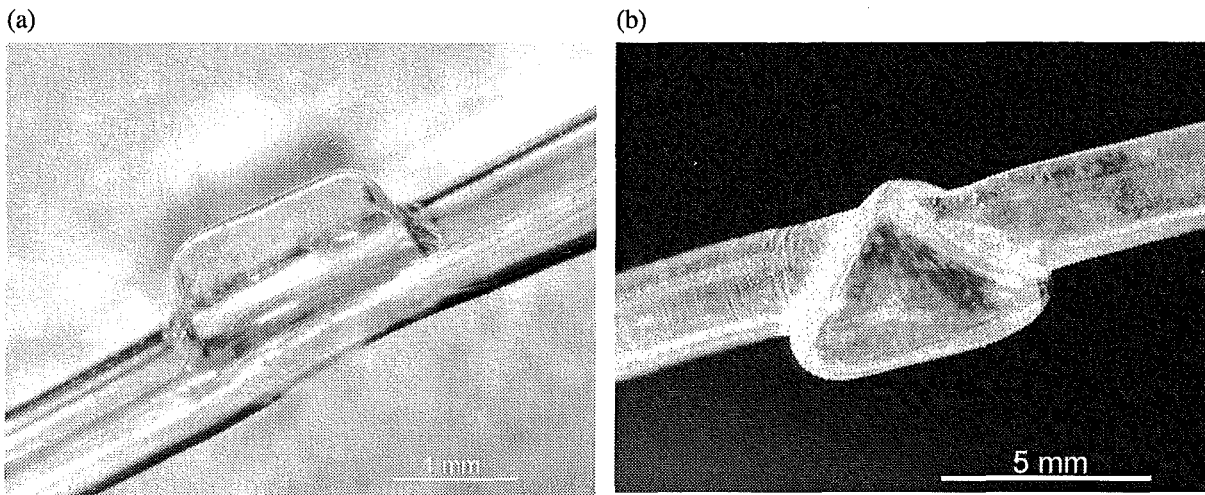


Abb. 4.9: Durch Blasformen ausgeformte Kunststoffschläuche. (a)-TPU-Schlauch seitlich ausgeformt; (b)-PVC-Schlauch in einer keilförmigen Blasform zur Gelenkkapsel eines Makromodells ausgeformt.

Die Versuche mit PVC-Schläuchen ($A\text{-}\varnothing = 2,5 \text{ mm}$, $I\text{-}\varnothing = 1,5 \text{ mm}$) werden direkt an den Gelenkarmen des Makromodells durchgeführt, die über eine kraftschlüssiges Wälzelenk (Kap. 4.4.1) miteinander verbunden sind. Die Gelenkarme werden in die Nut einer Messingform eingelegt, wobei sich das Schlauchstück bereits in den Fluidkanälen ($\varnothing = 2,6 \text{ mm}$) der Gelenkarme befindet. Wird die Form durch einen Deckel verschlossen und über den Zeitraum von 20 min auf 105°C temperiert, formt sich der Schlauch beim Anlegen einer druckdifferenz von 2300 hPa in der in Abb. 4.9b gezeigten Weise aus.

Diskussion: Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Blasformversuche zeigen, daß ein dünnwandiger Hohlkörper im Submillimeterbereich mit nicht rotationssymmetrischer Geometrie aus einem extrudierten Schlauch hergestellt werden kann. Die erzielbaren Wanddicken hängen von den Anfangsabmessungen der Vorformlinge und der Größe der Blasformkavität ab. Da die Schläuche nicht im direkten Anschluß an die Extrusion, sondern durch erneutes Aufheizen (sog. zweite Wärme) in den verarbeitungsfähigen Zustand gebracht werden, ist die thermische Homogenisierung von besonderer Bedeutung, da sie ein gleichmäßiges Blasformergebnis gewährleistet.

4.5 Zusammenfassende Bewertung

In diesem Unterkapitel werden die präsentierten Verfahrensschritte einer konstruktiven und fertigungstechnischen Umsetzung zur Herstellung eines fluidischen Mikrogelenkes zusammengefaßt und beurteilt. Die besondere Aufmerksamkeit gilt den Verfahren, die im Rahmen dieser Arbeit als neue Technologien zur Herstellung von dreidimensionalen Hüllstrukturen vorgestellt und untersucht wurden.

Um eine bewegliche Verbindung zwischen den Gelenkarmen herzustellen, eignen sich kraft- und stoffschlüssige Gelenke aufgrund des niedrigeren Reibungseinflusses besser als Gelenke, die auf dem Formschluß-Prinzip basieren. Die hohen Gleitreibungskräfte einer formschlüssigen Verbindung können beim Kraftschluß-Prinzip auf die Rollreibung reduziert, beim Stoffschluß-Prinzip vollständig vermieden werden. Wie die Untersuchungen an einem kraftschlüssigen Wälzelenk (Kap. 4.4.1) zeigen, sind Zwangskräfte zur kinematisch eindeutigen Gelenkarmbewegung unbedingt erforderlich. Diese müssen durch die Integration mindestens einer weiteren Gelenkkomponente realisiert werden, was den Aufwand einer technischen Lösung gegenüber stoffschlüssigen Gelenken erhöht. Zur technischen Realisierung eines fluidischen Mikrogelenkes werden daher stoffschlüssige Gelenke favorisiert.

Die Materialauswahl stoffschlüssiger Gelenke ist aufgrund der erforderlichen Elastizität auf mikrostrukturierbare Kunststoffe und Silizium beschränkt. Duktile Metalle, die in parallelen Prozessen galvanisch abgeschieden oder in seriellen Verfahren mechanisch bearbeitet werden können, sind für dieses Gelenkprinzip ungeeignet.

Die Verfahren zur Strukturierung von Kunststoffen ermöglichen im allgemeinen eine Herstellung von Mikrostrukturen mit größerer Geometrievielfalt und höheren Aspektverhältnissen als die zur Strukturierung in Silizium. LIGA-Primärstrukturen lassen sich jedoch aufgrund der Sprödbrocheigenschaft des Resistmaterials (PMMA) nicht als Biegegelenk einsetzen. Idealerweise wird ein LIGA-Formeinsatz hergestellt, mit dem die Gelenkstruktur als Sekundärstruktur im Heißpräge- oder Spritzgußverfahren aus thermoplastischen Kunststoffen abgeformt werden kann, die den Materialanforderungen eines stoffschlüssigen Gelenkes gerecht werden. Wie die Untersuchung in Kap. 4.4.2 deutlich zeigt, kann ein stoffschlüssiges Gelenk auch durch die Abformung von SIR im Vakuumguß mit hoher Präzision erfolgen. Die elastomeren Eigenschaften des Materials können jedoch die Antriebsfunktion beeinträchtigen, da die Positioniergenauigkeit unter Last von der Gelenkarmsteifigkeit abhängt. Eine Versteifung der Gelenkarne kann in diesen Fällen erforderlich sein.

Die Funktion der Gelenkkapsel als fluiddichte und flexible Hüllstruktur wird durch die Verwendung von Kunststoffen gewährleistet. Zur prinzipiellen Herstellung einer Hüllstruktur im Submillimeterbereich wurden in Kap. 4.3 das Spritzgießen mit Einlegeteilen, die

Blasformtechnik und die Tauchbeschichtung als mögliche Verfahren vorgestellt und in Kap. 4.4 im Hinblick auf eine technische Realisierung untersucht. Beim Spritzgießen und Tauchen wird eine Strukturierung mit verlorenen Kernen vorausgesetzt, die als logische Weiterentwicklung planarer Opferschichtprozesse eine wesentliche Erweiterung der Geometrievielfalt im Bereich der Mikrostrukturierung darstellt. Die hierzu durchgeführte Studie (Kap. 4.4.3) zeigt, daß Materialien (hier: PC und POM), die sich thermoplastisch integrieren und über einen Ätzprozeß (physikalisches Lösen) wieder entfernen lassen, besonders gut für diese Technologie geeignet sind. Dabei ist zu berücksichtigen, daß die Verarbeitungstemperaturen der jeweiligen Komponenten kompatibel sind und das Herauslösen der Kernstruktur mit ausreichend hoher Selektivität erfolgen kann.

Die durchgeführten Versuche zum Spritzgießen mit Einlegeteilen (Kap. 4.4.5) zeigen, daß dieses Verfahren die integrierte Herstellung einer Gelenkkapsel als dünnwandige Hüllstruktur prinzipiell ermöglichen kann. Die dabei aufgetretene Durchbiegung der Einlegeteile kann durch die Strukturgeometrie und die Angußbedingungen vermindert werden. Das erforderliche Fügenspiel beim Einlegen vorgefertigter Strukturen bestimmt in Kombination mit den Fertigungstoleranzen die Abmessungen der Montagefugen. Unter der Voraussetzung, daß sich die Abmessungen der abzuformenden Hüllstruktur wesentlich von denen der Montagefugen unterscheiden, kann die Bildung der sog. „Schwimmhäute“ durch die Wahl der Abformparameter unterdrückt werden.

Mit der Blasformtechnik (Kap. 4.4.6) läßt sich eine dünnwandige Gelenkkapsel hybrid in die vorstrukturierten Gelenkarme integrieren, wobei die minimale Wandstärke wesentlich von den Ausgangsabmessungen des extrudierten Schlauches abhängt. Eine parallele Fertigung blasgeformter Gelenkkapseln ist mit dieser Technologie ebenfalls möglich, indem ein längeres Schlauchstück mäanderförmig durch benachbarte Gelenkarmstrukturen geführt und bei angelegtem Druck durch lokale Erwärmung der jeweiligen Abschnitte ausgeformt wird.

Die Herstellung einer homogenen Gelenkkapsel im Tauchverfahren (Kap. 4.4.4) erfordert möglichst runde Konturen der zu beschichtenden Gelenkarme. Dies steht im Widerspruch zu den mikrotechnischen Fertigungsverfahren, die bei der Strukturierung in der Ebene einen rechteckigen oder quadratischen Querschnitt der Gelenkarme vorsehen. Aufgrund dessen ist das Tauchverfahren nicht zur integrierten Herstellung der Gelenkkapsel eines fluidischen Mikrogelenkes geeignet.

5 Herstellung und Charakterisierung der Mikrogelenke

5.1 Herstellung der Gelenkkomponenten

Die Herstellung der Mikrogelenke erfolgt durch Einzelfertigung, wie sie für Prototypen üblich ist. Ein modularer Aufbau ermöglicht die Herstellung unterschiedlicher Geometrien für Biegegelenk und Gelenkkapsel. Dadurch kann der Geometrieinfluss dieser Systemkomponenten schon frühzeitig untersucht werden. Gleichzeitig sind einzelne Verfahrensbestandteile so konzipiert, daß sie auf die Parallelfertigung vieler Strukturen übertragen und dahingehend überprüft werden können. Die Gelenkkomponenten (Gelenkarm, Biegegelenk, Gelenkkapsel) werden mit feinwerktechnischen Verfahren hergestellt, die in der makroskopischen Fertigungstechnik dem Stand der Technik entsprechen, jedoch für Anwendungen im Submillimeterbereich teilweise neuartige Verfahren darstellen. Das Erodieren mit Dünn Draht wird seit einigen Jahren sehr gut beherrscht und kann zur Einzelfertigung der Gelenkarme eingesetzt werden. Ein manuelles Gießverfahren dient zur Herstellung des Biegegelenkes aus Silikonkautschuk (SIR), das formschlüssig in den Gelenkarmen verankert wird. Die Gelenkkapsel wird durch einen Blasformprozeß hergestellt, bei dem ein extrudierter Schlauch als Vorformling in das Werkzeug eingelegt und unter Druck- und Wärmeeinwirkung in die vorgegebene Form geblasen wird.

5.1.1 Gelenkarme

Bei der Auswahl des zur Herstellung der Gelenkarme verwendeten Materials werden zwei Anforderungen berücksichtigt. Einerseits muß die Steifigkeit des Werkstoffes hinreichend groß sein, damit die aus der Belastung resultierenden Dehnungen des Bauteils vernachlässigbar klein sind und die Eindeutigkeit der Bewegung unabhängig von der Belastung gewährleistet ist. Andererseits muß ein Material verwendet werden, das mit den verfügbaren Verfahren der Mikrotechnik in den gewünschten Abmessungen strukturierbar ist. Die Anforderungen werden beispielsweise von hochlegiertem Edelstahl erfüllt, der mittels Drahterodieren mikrostrukturiert werden kann.

Das Abtragen des Materials erfolgt beim Erodieren durch einen Schneiddraht, der entlang der Werkstückkonturen geführt wird. Eine geregelte Spannung zwischen Werkstück und Schneiddraht erzwingt eine lokale Funkenentladung an der Stelle mit der geringsten Spaltweite. Durch den Energieeintrag der Funkenentladung wird das Material an diesen Stellen verdampft und über ein Spülmedium (Spülbecken oder Koaxialspülung) abtransportiert. Dieser Vorgang erfordert das kontinuierliche Erneuern des Schneiddrahtes im Arbeitsbereich, da dieser durch diesen Prozeß ebenfalls erosiv beansprucht wird. Dies erfolgt durch das Abspulen einer Drahtrolle senkrecht zur Vorschubrichtung. Der sich ergebende Schnittspalt ist in der Regel um ca. 50% größer als der Schneiddrahtdurchmesser, da der Abtrag des Materials radial

erfolgt. Die erosive Bearbeitung hinterläßt eine typisch kraterförmige Werkstückoberfläche, die entsprechend der Einstellung der Maschinenparameter, dem Durchmesser des Schneiddrahtes und der Anzahl der Schlichtzyklen unterschiedliche Rauheitswerte annehmen kann. Bei richtiger Wahl der Prozeßparameter ist eine gemittelte Rauhtiefe von $R_a = 1 \mu\text{m}$ mit diesem Verfahren erreichbar. Der Abtransport der durch die Funkenentladung induzierten Wärme hat einen entscheidenden Einfluß auf die Schnittqualität. Unter normalen Bedingungen erfolgt der Abtransport sowohl über das Werkstück und die Aufspannung, als auch über das Spülmedium. Werden die zu strukturierenden Konturdetails so klein, daß der Wärmeabtransport über das Werkstück drastisch reduziert ist, kann die normale Schnittqualität nicht eingehalten werden. Minimal zu strukturierende Stegbreiten liegen aus diesem Grund näherungsweise im Bereich des Drahtdurchmessers.

Die zur Verfügung stehende Werkzeugmaschine¹ ermöglicht neben der Bearbeitung mit gängigen Schneiddrahtdurchmessern ebenfalls eine Strukturierung mit Dünndraht ($\varnothing = 30$ und $50 \mu\text{m}$). Die Herstellung der Gelenkarme erfolgt gemäß Abb. 5.1 in zwei Aufspannungen.

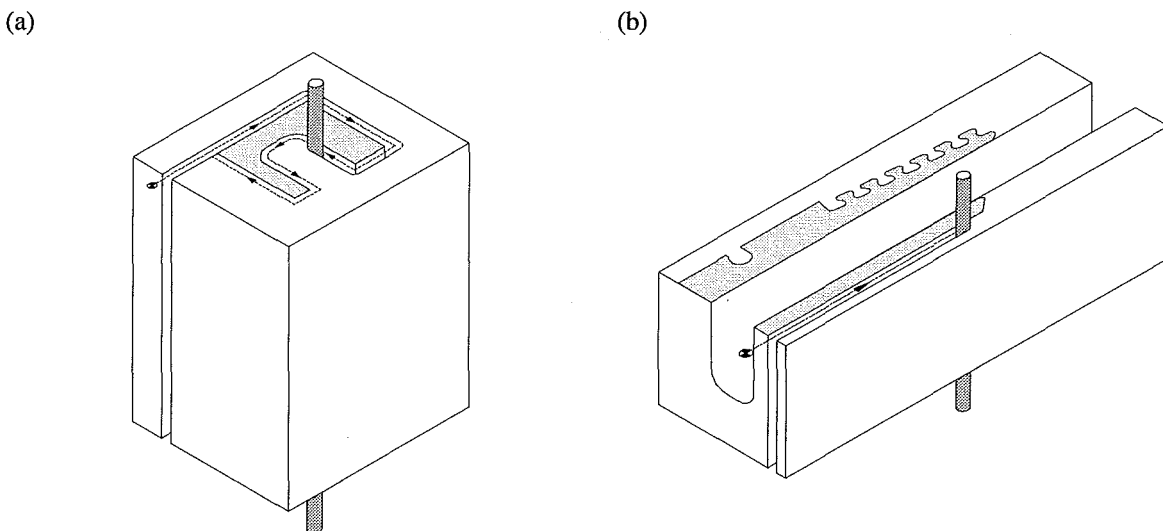


Abb.5.1: Herstellung der Gelenkarme mittels Drahterodieren in zwei Aufspannungen. (a)-Erodieren der Grundkontur (U-Profil) mit einem $100 \mu\text{m}$ dicken Schneiddraht; (b)-Erodieren der Verankerungsstruktur mit einem $50 \mu\text{m}$ dicken Schneiddraht.

In Abb. 5.1 (a) ist der erste Bearbeitungsschritt zu sehen, der zur Herstellung der Grundkontur der Gelenkarme dient. Ein Materialblock mit definierter Länge wird im Arbeitsraum der Maschine befestigt. Ein Rohling in der Form eines U-Profiles wird mit einem $100 \mu\text{m}$ dicken Schneiddraht aus dem Material herausgearbeitet. Im zweiten Schritt, siehe Abb. 5.1(b), wird der Rohling im Arbeitsraum der Maschine aufgespannt. Die Position des aufgespannten

¹ Mitsubishi DWC 90 SZ

Rohlings kann über das Anfahren mit dem Schneiddraht ermittelt und über einen Korrekturfaktor in der numerischen Maschinensteuerung berücksichtigt werden. Damit kann eine zu den Rohlingabmessungen justierte Bearbeitung durchgeführt werden. Die Länge des Rohlings ist so gewählt, daß trotz der notwendigen Spannlänge zwei Gelenkarme aus diesem herausgeschnitten werden können. Das Erodieren der Verankerungsstruktur kann durch die Verwendung eines 50 µm dicken Schneiddrahtes erfolgen, da die minimalen Durchgangswerten der Verankerungsstruktur im Bereich von 85 µm liegen.

In Abb 5.2a ist die Konstruktionszeichnung eines Gelenkarmes sowohl in der Seitenansicht als auch im Querschnitt zu sehen. Das durch Drahterodieren hergestellte Bauteil ist in Abb. 5.2b gezeigt.

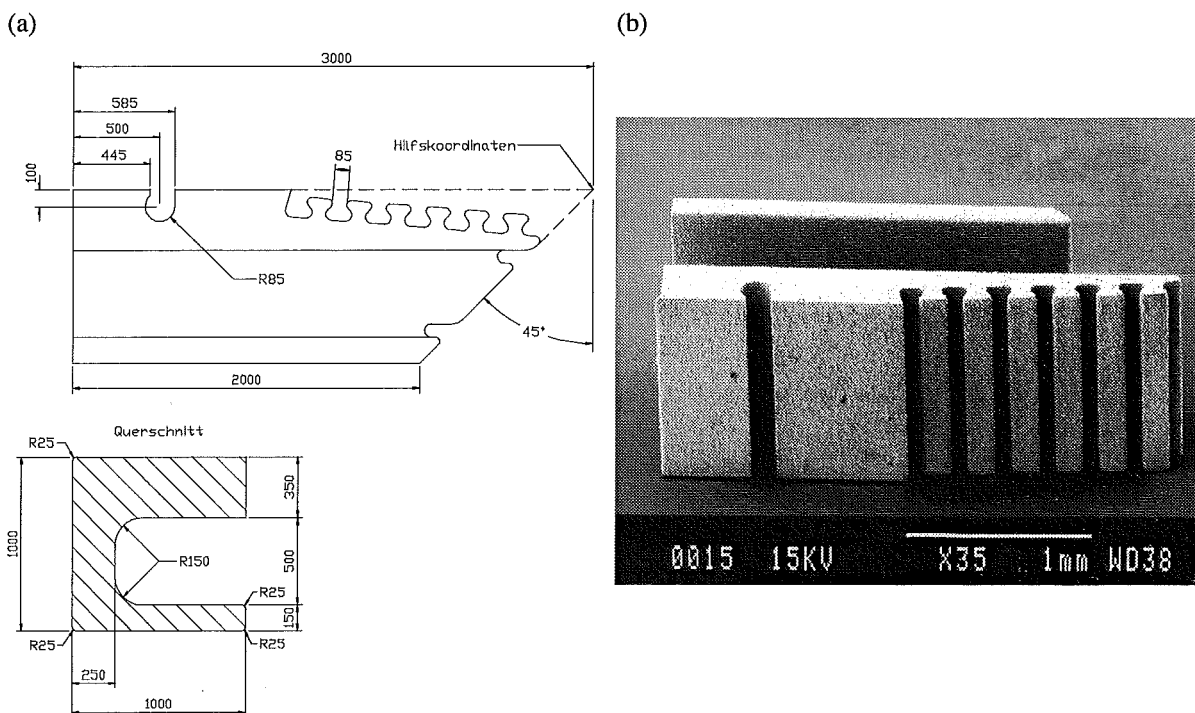


Abb. 5.2: Ein Gelenkarm des fluidischen Mikrogelenkes mit U-profilförmigem Querschnitt und Verankerungsstruktur für das Biegegelenk. (a)-Technische Zeichnung mit Maßangaben in Mikrometern; (b)-Erodiertes Bauteil als Ergebnis aus zwei Bearbeitungsschritten mittels Drahterodieren.

Die Gelenkarme weisen einen U-profilförmigen Querschnitt auf, damit sie als gestufte Struktur mit dem LIGA-Verfahren hergestellt werden können. Die Außenabmessungen des U-Profiles im Querschnitt betragen 1x1 mm². Aus den unterschiedlichen Dicken der Profilschenkel (150 und 350 µm) ergibt sich eine Weite von 500 µm für die Längsnut in den Gelenkarmen. Die verzahnte Seitenfläche dient als formschlüssige Verankerungsstruktur für das elastische Biegegelenk und ist in den dickeren der beiden Schenkel des U-Profiles eingearbeitet. Dadurch kann ein Verkleben der Strukturen vermieden werden. Gegenüber der Gelenklängsachse ist die Verankerungsstruktur geneigt angeordnet, um eine möglichst gleichmäßige Krafteinleitung zu erreichen. Zugkräfte, die aufgrund der Biegung und der angreifenden Axialkräfte im

Biegegelenk wirken, werden über die gesamte Verankerungslänge auf die Gelenkarne übertragen. Die Verankerungsstruktur besteht aus mehreren hintereinander angeordneten Zähnen, die an ihren Flanken Hinterschneidungen aufweisen und dadurch das Lösen der mechanischen Verzahnung verhindern sollen. Die Durchgangswerte zwischen zwei Zähnen beträgt ca. 85 μm .

Die Gesamtlänge des Mikrogelenkes, bestehend aus zwei Gelenkarmen und einem Biegegelenk, beträgt 6 mm. Die dem zentralen Gelenkbereich zugewandten Stirnflächen der Gelenkarne sind jeweils unter 45° bzw. -45° zur Längsachse abgeschrägt. Unter der Annahme, daß die Drehachse des Gelenkes durch die gedachte Schnittlinie der beiden Stirnflächen bestimmt ist, ermöglicht diese Formgebung einen theoretischen Schwenkwinkel von bis zu 90° .

5.1.2 Biegegelenk

Bei der Auswahl des zur Herstellung der Biegegelenke verwendeten Materials werden die mechanischen Festigkeitswerte sowie die Verarbeitungsbedingungen berücksichtigt. Die aus der Biegung resultierenden Zug- und Druckkräfte im Biegegelenk müssen durch eine reversible Verformung des Materials aufgenommen werden. Biegeungswinkel von bis zu 90° erfordern elastomere Werkstoffe, die eine hohe elastische Dehnung aufweisen. Für die Herstellung der Biegegelenke wird SIR verwendet, da dieses Material dem geforderten Anforderungsprofil entspricht. Werkstoffe dieser Materialgruppe² weisen eine Härte von 12 - 80 Shore A, eine Reißfestigkeit von 2 - 9 N/mm² und eine Reißdehnung von 110 - 700 % auf. Die Verarbeitung durch manuelles Gießen wird durch niedrige Viskositätswerte von 10000 - 25000 mPa s ermöglicht. Die Werkstoffe liegen als 2-komponentige Systeme vor, die nach dem Vermischen von Binder und Härter durch Polykondensation oder Polyaddition vernetzen. Die Verarbeitungszeit der gießfähigen Mischung beträgt je nach Materialsorte ca. 20 - 180 min. Um den Einfluß der mechanischen Festigkeit auf das Antriebsverhalten der Mikrogelenke zu untersuchen, werden eine harte (M4170) und eine weiche (M4601) Kautschuksorte zur Herstellung der Biegegelenke verwendet. Die Eigenschaften dieser Werkstoffe sind in Tab. 5.1 zusammengefaßt.

Die Entformbarkeit des Biegegelenkes ist durch die mehrteilige Werkzeugform gewährleistet. Die Grundplatte (Abb. 5.3a) bildet den Boden der Werkzeugform. Die seitlichen Begrenzungen der Kavität werden sowohl durch die Einlegeform, als auch durch die in sie eingelegten Gelenkarne gebildet.

² Wacker Silicone, ELASTOSIL M

	ELASTOSIL M 4170	ELASTOSIL M 4601
Mechanische Eigenschaften		
Härte Shore A	80	28
Reißfestigkeit (N/mm ²)	9	7
Reißdehnung (%)	350	600
Weiterreißwiderstand (N/mm)	>60	>30
Verarbeitung		
Viskosität (mPa s)	15000	20000
Vernetzungsart	Polykondensation	Polyaddition
Verarbeitungszeit bei 23°C (min)	90	90
entformbar nach	15 h	20 min bei 70°C
Lineare Schrumpfung (%)	0,4	<0,1

Tab. 5.1: Die mechanischen und verarbeitungstechnischen Eigenschaften der Silikonkautschuksorten, die zur Herstellung des Biegegelens verwendet werden.

Ein weiterer Bestandteil der Werkzeugform wird durch einen zwischen die Gelenkarme eingelegten Keil -1- gebildet (im weiteren als Gießform bezeichnet), der die Geometrie der Biegegelens an der Innenseite definiert. Die Angußplatte wird über einen Deckel auf die Einlegeform gedrückt und schließt die Kavität nach oben ab. Um die Dichtigkeit an Ober- und Unterseite der Werkzeugform zu verbessern, wird eine dünne Metallfolie sowohl zwischen Grundplatte und Einlegeform, als auch zwischen Einlegeform und Angußplatte als Dichtung eingelegt. Der Formstoff wird über einen Trichter in die Werkzeugform eingefüllt. Er gelangt über die zentrale Bohrung der Angußplatte (Abb. 5.3a) in den Angußkanal (Abb. 5.3b) der Einlegeform. Über diesen kann er unmittelbar in die Werkzeugkavität fließen und füllt diese aufgrund des hydrostatischen Druckes im Trichter und der guten Benetzungsfähigkeit des Materials.

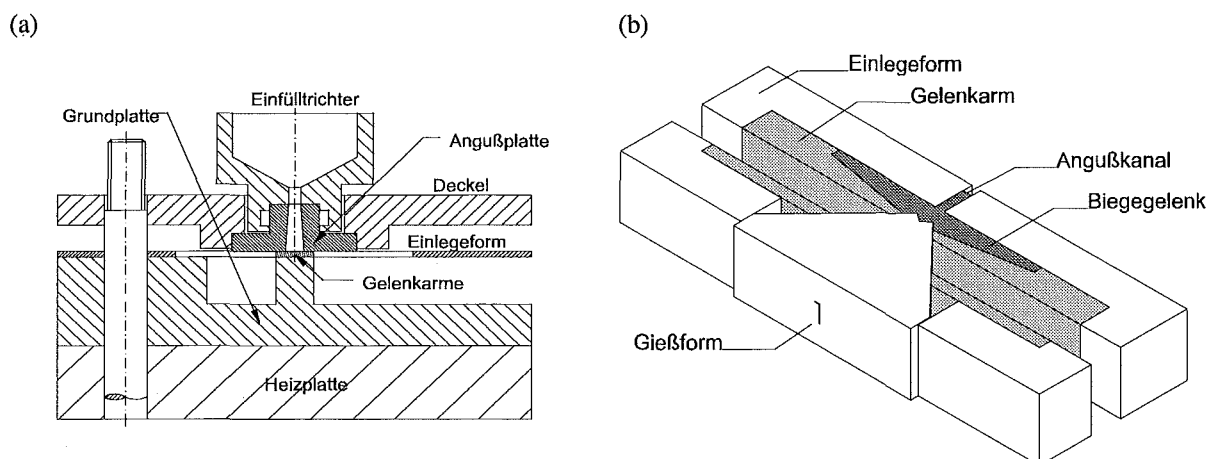
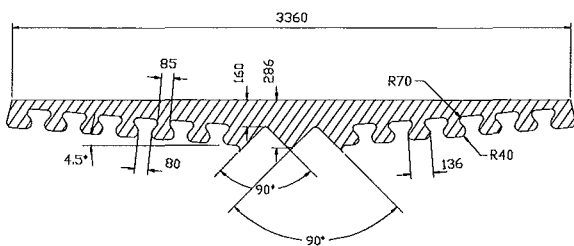


Abb. 5.3: Schematische Darstellung des Gießverfahrens zur Herstellung des Biegegelens. (a)-Aufbau im Querschnitt; (b)-Die Kavität setzt sich aus Einlegeform, Gelenkarmen und Gießform zusammen.

Die in der Kavität enthaltene Luft kann über die seitlichen Montagefugen entweichen, die sich aus der mehrteiligen Werkzeugform und der dafür notwendigen Montagetoleranzen ergeben. Die Fertigungstoleranzen der Werkzeugform führen zu Spaltweiten der seitlichen Montagefugen, die im Bereich von 5 - 10 μm liegen. Nach der Vernetzung des Materials kann der Verbund aus Gelenkarmen und Biegegelenk in der Werkzeugform verbleiben und in einem Folgeprozeß (Kap. 5.1.3) durch das Anbringen einer Gelenkkapsel zum fluidischen Mikrogelenk komplettiert werden. Alternativ können das Biegegelenk und die beiden Gelenkarme, die über die Verankerungsstruktur formschlüssig miteinander verbunden sind, der Werkzeugform entnommen werden. Die Entformung wird durch die schlechte Haftung und hohe Elastizität von SIR unterstützt.

Das Biegegelenk ist dadurch gekennzeichnet, daß es Auslenkungen bevorzugt in der Ebene ermöglicht, die ein geringeres Widerstandsmoment aufweist. Unterstützt wird das anisotrope Biegeverhalten durch die Geometrie der modular eingesetzten Gießform, die sich als Komplementärstruktur im Biegegelenk abbildet. Durch die beiden keilförmigen Einschnitte ist die Dicke des Biegegelenkes an zwei Stellen auf 160 μm reduziert. Die elastische Dehnung, die aus den induzierten Zug- und Druckkräften der Biegung resultiert, tritt vorwiegend an diesen Stellen auf. Querkräfte werden über die freie Länge des Biegegelenkes aufgenommen und bewirken einen Fluchtungsfehler in der Längsachse der Gelenkarme. Da die Wanddicke des Biegegelenkes einen direkten Einfluß auf diesen Effekt hat, ist sie nur an den beiden o.g. Stellen reduziert. Das theoretische Drehzentrum wird aus Gründen der Einfachheit dort angenommen, wo sich die beiden gegenüberliegenden Stirnflächen der Gelenkarme schneiden.

(a)



(b)

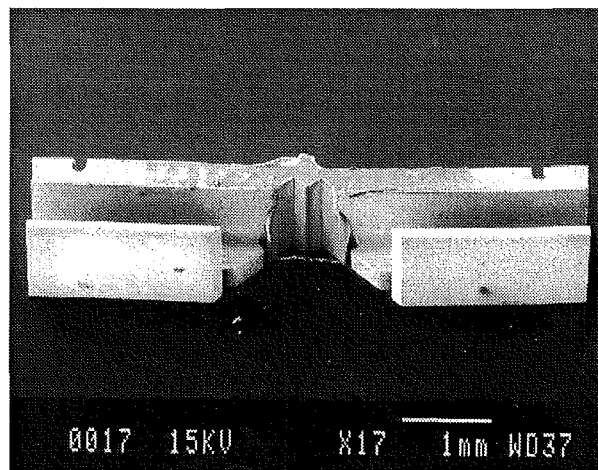


Abb. 5.4: Elastisches SIR-Biegegelenk, das durch manuelles Gießen hergestellt wird. (a)-Abmessungen; (b)-REM-Aufnahme eines abgeformten Biegegelenkes im Verbund mit den erodierten Gelenkarmen. Die Montagefugen der Werkzeugform bilden sich in Form dünner Häute (sog. Schwimmhäute) an der Struktur ab.

5.1.3 Gelenkkapsel

Die Herstellung der Gelenkkapsel erfolgt durch einen Umformprozeß eines extrudierten Kunststoffschlauches. Dieser wird als Vorformling in die Längsnut der Gelenkarme eingelegt und durch einen Blasformprozeß in die gewünschte Geometrie überführt. Bei der Materialauswahl werden neben den mechanischen Eigenschaften auch die Verarbeitungsbedingungen berücksichtigt. Zur Herstellung der Gelenkkapsel stehen alternativ zwei Schlauchsorten aus Polyurethan (TPU) und Polyvinylchlorid (PVC) zur Verfügung. Die mechanischen und thermischen Eigenschaften³ der verwendeten Schläuche sind in Tab. 5.2 zusammengefaßt. Die verwendeten Materialien sind thermoplastisch. Durch die Erwärmung verlieren diese Werkstoffe ihre Elastizität und können bleibend umgeformt werden. Diese Eigenschaft wird in dem nachfolgend beschriebenen Blasformprozeß genutzt.

	TPU	PVC
Mechanische Eigenschaften		
Härte Shore A	85±4	87±5
Modul (MPa) bei 50% Dehnung	4,8	k.A.
100% Dehnung	6,1	k.A.
300% Dehnung	10,3	-
Zugfestigkeit (MPa)	28,9	≥16
Reißdehnung (%)	650	≥270
Thermische Eigenschaften		
Vicat-Erweichungstemperatur (°C)	81,7	67
Glasübergangstemperatur (°C)	-47	-21
Geometrische Daten		
Außendurchmesser (µm)	600±30	500±50
Innendurchmesser (µm)	400±30	300±50

Tab. 5.2: Materialeigenschaften und Abmessungen der zur Herstellung der Gelenkkapseln verwendeten Schläuche.

Das Blasformen des Schlauches folgt unmittelbar nach dem Gießen des Biegeelenkes. Die Werkzeugform wird durch das Abnehmen von Deckel und Angußplatte geöffnet. Der Umbau der Vorrichtung beschränkt sich auf das Ersetzen der modular eingesetzte Gießform -1- durch eine Blasform -2-. Die Fertigungslage der Gelenkkomponenten muß für das Blasformen nicht verändert werden. Die Grundplatte bildet den Boden der Blasformkavität. Die seitliche Begrenzung wird durch die Gelenkarme, das Biegeelenk und die Blasform gebildet. Der Schlauch wird in die Längsnut der Gelenkarme eingelegt und über die sich anschließenden

³ Herstellerangaben

Schlitze der Einlegeform nach außen geführt. Ein Schlauchende wird an das Druckreservoir angeschlossen, während das andere durch einen Blindstopfen verschlossen ist. Anstatt der Angußplatte wird ein Glasplättchen in den Deckel integriert und zum Verschließen der Blasformkavität benutzt. Dies ermöglicht die Beobachtung des Blasformprozesses durch ein Mikroskop.

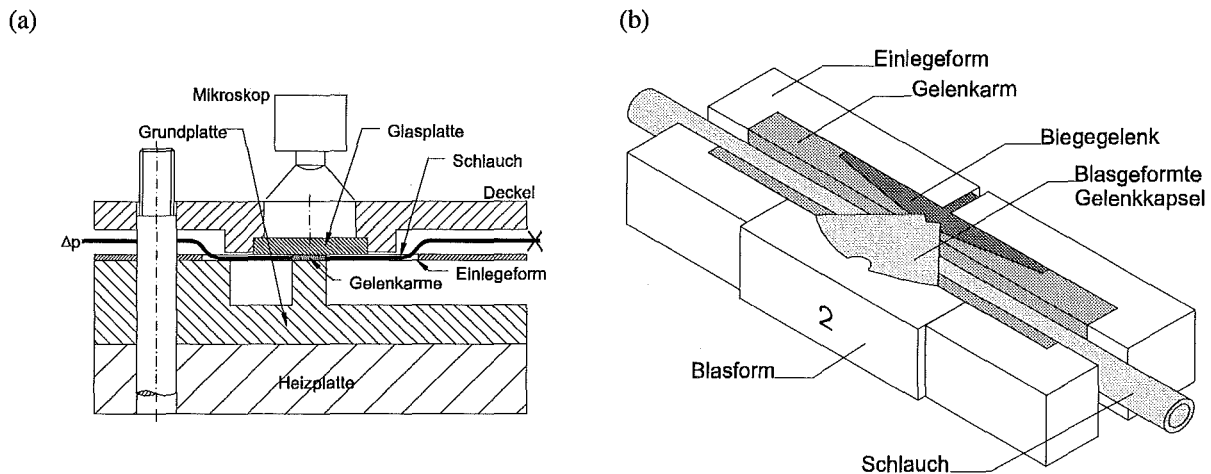


Abb. 5.5: Schematische Darstellung des Blasformverfahrens zur Herstellung der Gelenkkapsel. (a)-Aufbau im Querschnitt; (b)-Die Blasformkavität setzt sich aus Biegegelenk, Gelenkarmen und Blasform zusammen.

Das Aufheizen des Schlauchstückes in der Blasformkavität erfolgt über eine Heizplatte, die unter der Grundplatte angeordnet ist. Sie ist mit Widerstandsheizelementen ausgestattet und überträgt einen Teil der Wärme konduktiv auf die Grundplatte. Die darüber angeordnete Einlegeform liegt nur im Bereich der eingelegten Gelenkarme auf der Grundplatte auf, so daß die höchste Temperatur in diesem Bereich erzielt wird. Außenbereiche der Einlegeform werden konvektiv gekühlt, so daß eine thermoplastische Verformung des aus der Form herausgeführten Schlauches verhindert wird. Die Temperatur der Heizplatte wird über ein Widerstandsthermometer (Pt100) erfaßt und auf einen definierten Wert geregelt. Zusätzlich wird die Temperatur der Grundplatte unmittelbar unterhalb der Blasformkavität mit einem Thermoelement (NiCr-Ni) gemessen. Nachdem die Solltemperatur von $125 \pm 1^\circ\text{C}$ erreicht ist, wird das zu formende Schlauchstück zunächst 15 min lang thermisch homogenisiert. Im Anschluß daran wird der Innendruck des Schlauches stufenweise gesteigert, bis er die Form der Blasformkavität angenommen hat. Um die thermoplastische Formänderung des Schlauches „einzufrieren“, wird die Temperatur der Werkzeugform abgesenkt, ohne den Innendruck des Schlauches zu senken. Der zeitliche Druckverlauf des Blasformprozesses in der Aufheizphase ist in Abb. 5.6 dargestellt.

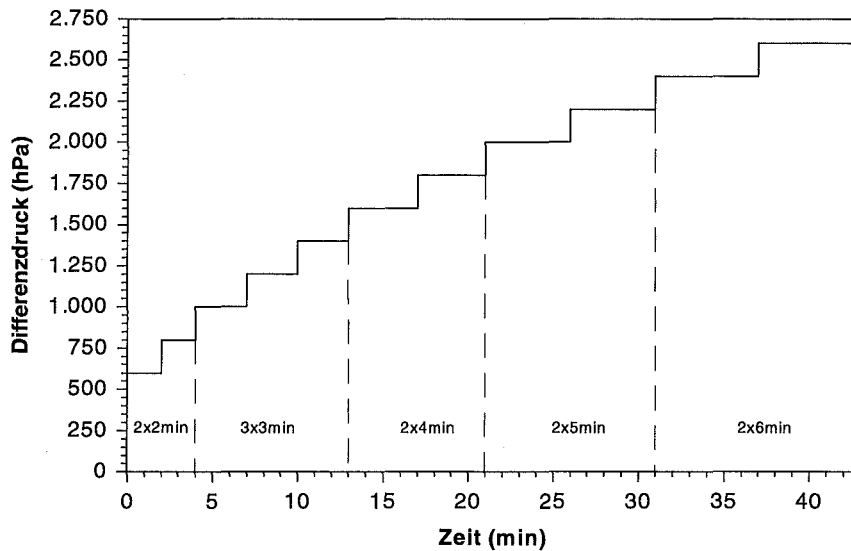


Abb. 5.6: Zeitlicher Druckverlauf zur Herstellung der Gelenkkapsel mit Hilfe eines Blasformprozesses bei einer Werkzeugtemperatur von $125 \pm 1^\circ\text{C}$.

Die Gestalt der Gelenkkapsel basiert sowohl auf den Ausgangsabmessungen des eingelegten Schlauches als auch auf der Geometrie der Blasform. Die Abmessungen der Schläuche werden im Rahmen dieser Arbeit nicht variiert. Der Geometrievariation werden zwei unterschiedliche Blasformen zugrunde gelegt.

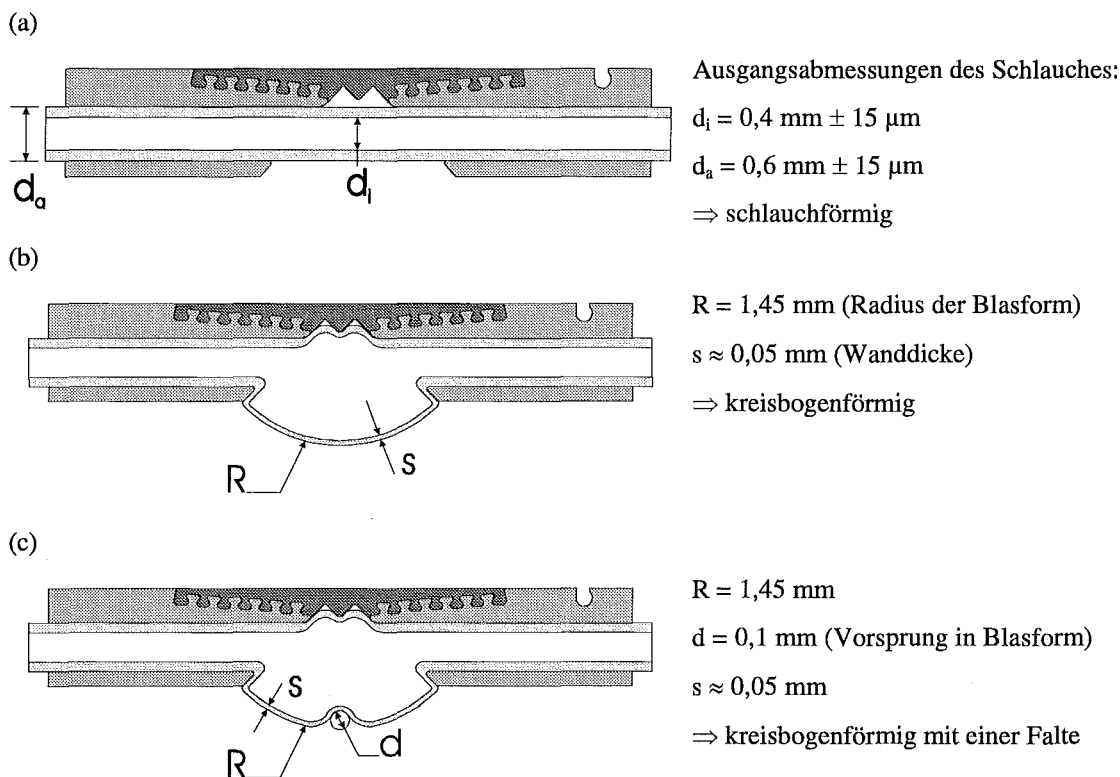


Abb. 5.7: Gelenkkapseln im Längsschnitt als Ergebnis unterschiedlicher Blasformgeometrien. (a)-Schlauchförmig ohne Blasformung; (b)-Kreisbogenförmig; (c)-Kreisbogenförmig mit mittiger Falte.

Die einfachste Kapselgeometrie (Abb. 5.7a) ist bereits durch das Einlegen eines Schlauches gegeben. Eine Kapselgeometrie mit reduzierter Wanddicke (Abb. 5.7b) wird durch das Blasformen des eingelegten Schlauches in eine möglichst große Form erzielt. Je größer die zu bedeckende Innenfläche der Blasform, desto ausgeprägter ist die Wanddickenreduzierung gegenüber den ursprünglichen Abmessungen des Schlauches und desto geringer sind die Biegekräfte beim Einknicken bzw. Zusammenfallen der Membran. Die hierzu realisierte Blasformgeometrie hat die Form eines Kreisbogens. Eine weitere Geometrie (Abb. 5.7c) basiert ebenfalls auf einem Kreisbogen, hat aber als zusätzliches Element einen mittigen Vorsprung in der Blasform, der sich als Falte in der Gelenkkapsel abbildet. Die nachfolgende Abb. 5.8 zeigt eine blasgeformte Gelenkkapsel in gestrecktem und abgewinkeltem Zustand. Die Kapselform entspricht der Geometrie, die in Abb. 5.7c dargestellt ist.

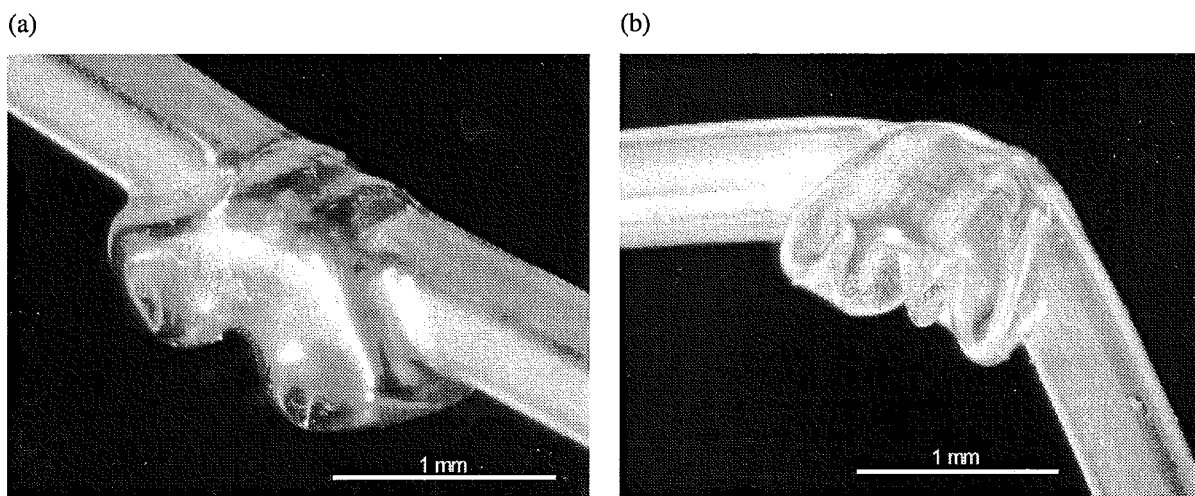


Abb. 5.8: Durch Blasformen aus einem TPU-Schlauch ($A\text{-}\varnothing=0,6\text{ mm}$, $I\text{-}\varnothing=0,4\text{ mm}$) gefertigte Gelenkkapsel. (a)-Im gestreckten Zustand; (b)-Im abgewinkelten Zustand.

5.2 Theoretische Abschätzung der fluidisch erzeugten Antriebskräfte

Das theoretische Antriebsverhalten wird anhand eines idealisierten Modells abgeschätzt. Dabei sollen die fluidisch erzeugte Antriebskraft $F_{A,fluid}(\Delta z)$ bei konstantem Differenzdruck, $F_{A,fluid}(\Delta p)$ bei konstanter Auslenkung und die Auslenkung $\Delta z(\Delta p)$ bei konstanter Lastkraft ermittelt werden.

Das komplettierte Mikrogelenk, wie es in Abb. 5.9a zu sehen ist, wird durch den in Abb. 5.9b schematisch dargestellten Gelenkmechanismus beschrieben. Die Abschätzung erfolgt unter der Voraussetzung, daß die im Biegegelenk und der Gelenkkapsel wirkenden Kräfte keinen Einfluß auf die Gelenkbewegung haben. Es wird angenommen, daß die Drehachse der Bewegung in jeder Gelenkstellung durch den ortsfesten Punkt D verläuft. Dieser wird durch den Schnittpunkt der sich gegenüberliegenden Stirnflächen der Gelenkarme bestimmt. Des weiteren

wird davon ausgegangen, daß die auf die innere Stirnfläche A_{fluid} des beweglichen Gelenkarmes wirkenden Druckkräfte die Streckbewegung verursachen. Eine die Druckkräfte repräsentierende Ersatzkraft wirkt mit dem Hebelarm l_{fluid} bezüglich des Drehpunktes D. Die anzuhebende Last F_L ist im Abstand l_L bezüglich des Punktes D am beweglichen Gelenkarm befestigt. Das Maß Δz beschreibt die Auslenkung der Last F_L in z -Richtung gegenüber der gestreckten Gelenkstellung. Aus der Drehmomentbilanz bezüglich des Punktes D ergibt sich der in (5.1) dargestellte Zusammenhang für die wirkende Lastkraft F_L .

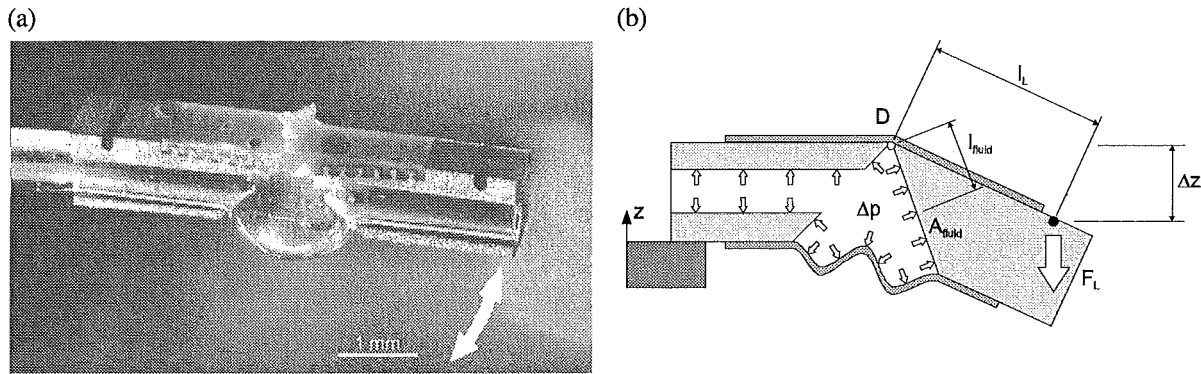


Abb. 5.9: (a)-Das komplettierte Mikrogelenk mit kreisbogenförmiger Gelenkkapsel in den Abmessungen $1 \times 1 \times 6 \text{ mm}^3$; (b)-Schematisches Modell zur vereinfachten Beschreibung des Antriebsverhaltens.

$$F_L(\Delta p, \Delta z) = \frac{A_{fluid} \cdot l_{fluid} \cdot \Delta p}{(l_L^2 - \Delta z^2)^{0,5}} \quad (5.1)$$

Aus dem Kräftegleichgewicht in z -Richtung folgt, daß die fluidisch erzeugte Antriebskraft $F_{A,fluid}$ dem Betrag nach der angehängten Lastkraft F_L entspricht. Das theoretisch erwartete Antriebsverhalten folgt somit aus (5.1) und kann je nach Meßaufgabe durch

$$F_{A,fluid}(\Delta z) = E_1 \cdot (E_2 - \Delta z^2)^{-0,5}; \quad \Delta p = konst. \quad (5.2)$$

$$F_{A,fluid}(\Delta p) = E_3 \cdot \Delta p; \quad \Delta z = konst. \quad (5.3)$$

$$\Delta z(\Delta p) = (E_2 - E_4 \cdot \Delta p^2)^{0,5}; \quad F_L = konst. \quad (5.4)$$

beschrieben werden, wobei sich die Koeffizienten E_1 bis E_4 folgendermaßen zusammensetzen:

$$E_1 = \Delta p \cdot A_{fluid} \cdot l_{fluid} \quad (5.5)$$

$$E_2 = l_L^2 \quad (5.6)$$

$$E_3 = \frac{A_{fluid} \cdot l_{fluid}}{(E_2 - \Delta z^2)^{0,5}} \quad (5.7)$$

$$E_4 = \left(\frac{A_{fluid} \cdot l_{fluid}}{F_L} \right)^2 \quad (5.8)$$

Die Größe der inneren Stirnfläche beträgt unter Berücksichtigung der Gelenkgeometrie und der erzielten Wanddicke der Kapsel näherungsweise $0,7 \text{ mm}^2$. Die aus den Druckkräften resultierende Ersatzkraft wirkt im Zentrum der Stirnfläche A_{fluid} mit einer Hebelarmlänge l_{fluid} von ca. $1,025 \text{ mm}$ bezüglich des theoretischen Drehpunktes D. Die Last mit der Gewichtskraft F_L ist in Bezug zu Punkt D im Abstand von $l_L = 2,5 \text{ mm}$ am beweglichen Gelenkarm befestigt.

Die Antriebscharakteristik kann mit diesen Angaben abgeschätzt und im folgenden mit den Ergebnissen der experimentellen Untersuchung verglichen werden.

5.3 Experimentelle Charakterisierung

Die Funktionsmuster unterscheiden sich durch das Material des Biegegelenkes und/oder durch die Geometrie der Gelenkkapsel. Aus Gründen der besseren Verarbeitung findet bei den zu charakterisierenden Mikrogelenken ausschließlich TPU als Kapselmaterial Verwendung. Bei den Untersuchungen wird als Antriebsmedium der einfacheren Handhabung wegen gasförmiger Stickstoff verwendet. Der am Gelenk anliegende Differenzdruck Δp ist die Eingangsgröße des Systems, während die Auslenkung Δz und die verfügbare Antriebskraft F_A die Ausgangsgrößen des Systems darstellen. Zur Beurteilung der Antriebscharakteristik werden Kraft-Weg-Messungen mit unterschiedlichen Meßverfahren durchgeführt, die nachfolgend erläutert werden.

5.3.1 Versuchsaufbau und Meßverfahren

Die Kraft-Weg-Messungen werden alternativ mit einer speziell dafür entwickelten Meßapparatur (Elastometer) oder mit Hilfe von angehängten Mikrogewichten durchgeführt. Beim Elastometer werden die am Gelenkarm wirkenden Kräfte direkt auf einen Kraftsensor übertragen. Das Meßprinzip des Sensors basiert auf dem magnetischen Kompensationsprinzip, bei dem die Lage einer Spule im magnetischen Feld über die Stromaufnahme auf einen konstanten Wert geregelt wird. Der Einfluß des Differenzdruckes Δp und der Auslenkung Δz auf die Antriebskraft F_A werden sowohl für $\Delta z = konst.$ als auch für $\Delta p = konst.$ unabhängig voneinander untersucht.

Diskrete Lastfälle werden durch Mikrogewichte realisiert, die am beweglichen Gelenkarm fixiert werden. Durch die Veränderung des Druckes werden verschiedene Arbeitspunkte bei konstanter Lastkraft durchfahren. Ein Arbeitspunkt setzt sich aus dem angelegten Differenzdruck Δp , der Lastkraft F_L und der resultierenden Auslenkung Δz zusammen. Die angehängte Lastkraft F_L entspricht gemäß der Gleichgewichtsbedingung am beweglichen Gelenkarm dem Betrag nach der wirkenden Antriebskraft F_A . Die Untersuchung liefert in Abhängigkeit des angelegten Differenzdruckes Δp Arbeitskennlinien, die sich aus einer Reihe von Arbeitspunkten zusammensetzen und das Antriebsverhalten bei konstanter Lastkraft beschreiben.

läßt sich der Systemdruck schnell und präzise einstellen und bleibt über den Zeitraum der Messung konstant.

5.3.1.2 Messung mit Mikrogewichten

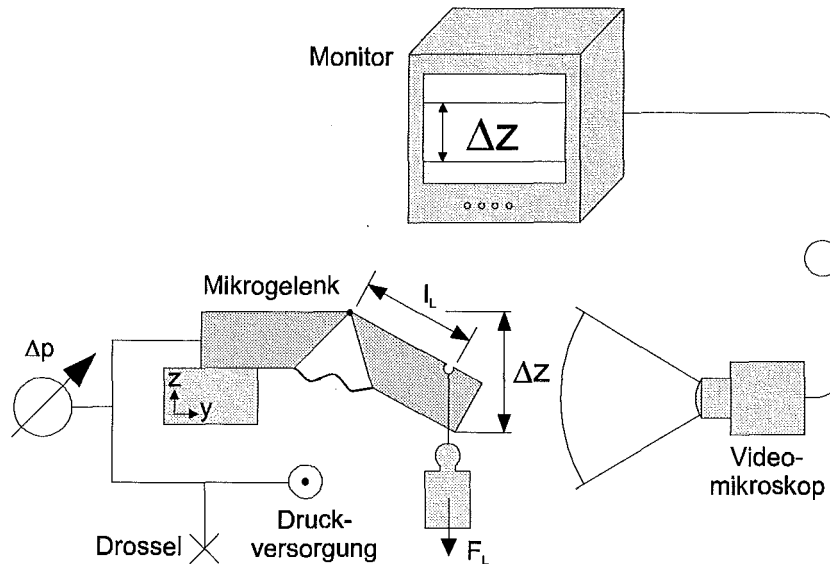


Abb. 5.11: Schematischer Versuchsaufbau zur Durchführung von Kraft-Weg-Messungen mit Hilfe von Mikrogewichten.

Die Meßapparatur besteht aus einem justierbaren Montagetisch, einem Videomikroskop und einem Monitor mit verschiebbaren Meßmarken (Fadenkreuz). Ein Arm des Mikrogelenkes ist so auf dem Montagetisch befestigt, daß sich der andere senkrecht zur Tischebene schwenken läßt. Die durch das Gelenk vorgegebene Schwenkrichtung zeigt dabei nach unten. Mikrogewichte werden über einen Haken an der Quernut des beweglichen Gelenkarmes befestigt. Für die Messungen werden Mikrogewichte mit Massen von 0,1 g bis 2,6 g verwendet. Das Lastmoment bewirkt eine Auslenkung Δz des Gelenkes, da der Differenzdruck des Gelenkes Δp zunächst den Umgebungsbedingungen (Atmosphärendruck) entspricht. Anschließend wird der Gelenkinnendruck entsprechend den Meßpunkten schrittweise gesteigert, während die resultierende Auslenkung Δz über das Videomikroskop erfaßt und mit Hilfe der Fadenkreuze am Monitor ermittelt wird. Dazu wird ein Objektiv mit 50-facher Vergrößerung verwendet. Das Videomikroskop ist in der Verlängerung der gestreckten Gelenkachse angeordnet. Damit für jede Gelenkstellung das Bild einer scharfen Kante zur Auswertung herangezogen werden kann, wird die untere Kante des Gelenkarmes als Bezugskante gewählt. Sowohl die fluidische Ankopplung des Mikrogelenkes, als auch die Druckmessung erfolgen entsprechend dem Meßaufbau in Kap. 5.3.1.1.

5.3.2 Meßergebnisse

Um das fluidische Antriebsprinzip beurteilen zu können, muß zuvor der Einfluß von Biegegelenk und Gelenkkapsel auf das Kraft-Weg-Verhalten ermittelt werden. Die Ausgangslage dieser Komponenten ist die gestreckte Gelenkstellung, da sie in dieser Position gefertigt sind. Die elastischen Biegekräfte zum Abwinkeln des stoffschlüssigen Gelenkes und der Gelenkkapsel unterstützen die Streckbewegung und sind zur Beurteilung der fluidischen Bewegungserzeugung vom Meßergebnis abzuziehen.

Der erste Teil der Messungen konzentriert sich daher auf die Ermittlung der intrinsischen Biegekräfte von Biegegelenk und Gelenkkapsel. Die weiteren Messungen erfolgen dann unter Einbeziehung des Gelenkinnendruckes. Der Einfluß der Schwerkraft wird aufgrund der geringen Masse des Mikrogelenkes (22 mg) vernachlässigt. Zur experimentellen Charakterisierung stehen die in Tab. 5.3 aufgelisteten Funktionsmuster zur Verfügung. Sie sind entsprechend der Verfahrensweise aus Kap. 5.1 hergestellt.

Funktionsmuster-Nr.	Material Biegegelenk (Tab. 5.1)	Geometrie Gelenkkapsel (Abb. 5.7)
1	M4601	ohne eingelegten Schlauch
2	M4170	ohne eingelegten Schlauch
3	M4601	schlauchförmig
4	M4601	kreisbogenförmig
5	M4601	kreisbogenförmig mit einer Falte
6	M4170	kreisbogenförmig mit einer Falte

Tab. 5.3: Auflistung der zu charakterisierenden Funktionsmuster (FM).

5.3.2.1 Intrinsische Biegekräfte

Die Messungen zur Ermittlung der intrinsischen Biegekräfte werden am Elastometer durchgeführt und sind in die beiden folgenden Abschnitte unterteilt:

Abschnitt	Meßaufgabe	Meßapparatur	Meßobjekt
A	Biegekraft F_B über Auslenkung Δz ⇒ Materialeinfluß des Biegegelenkes	Elastometer	FM 1, 2
B	Biegekraft F_B über Auslenkung Δz ⇒ Geometrieinfluß der Gelenkkapsel	Elastometer	FM 3, 4, 5

Tab. 5.4: Übersicht der Messungen zur Charakterisierung der intrinsischen Biegekräfte.

A) Mit den ersten 4 Messungen wird der Materialeinfluß des Biegegelenkes untersucht. Hierzu stehen die Funktionsmuster FM 1 und FM 2 ohne eingelegten Schlauch zur Verfügung. Sie unterscheiden sich entsprechend Tab. 5.3 nur durch das Material des Biegegelenkes. Die Mikrogelenke werden entsprechend dem Aufbau aus Abb. 5.10 in die Versuchsanordnung eingebaut. Die Ausgangsstellung der Messung ist die gestreckte Position des Gelenkes, in der $\Delta z = 0 \mu\text{m}$ und $F_B = 0 \text{ mN}$ sind. Die einzelnen Meßpunkte zur Beugung und Streckung des Gelenkes werden in Intervallen von $150 \mu\text{m}$ vom höhenverstellbaren Montagetisch angefahren. Die Messung der wirkenden Kraft F_B erfolgt nach einer Verweilzeit von 4 s, 30 s oder 60 s an den jeweiligen Meßpunkten. Dabei liest das Meßprogramm 10 Werte der Kraftmeßdose ein und bildet daraus den Mittelwert. Der Lastzyklus wird durch maximal 26 Meßpunkte erfaßt und bei $F_B \leq 0 \text{ mN}$ abgebrochen. Die Messung an FM 1 (Abb. 5.12) wird zwanzigmal durchlaufen, um die Reproduzierbarkeit der Messung zu überprüfen.

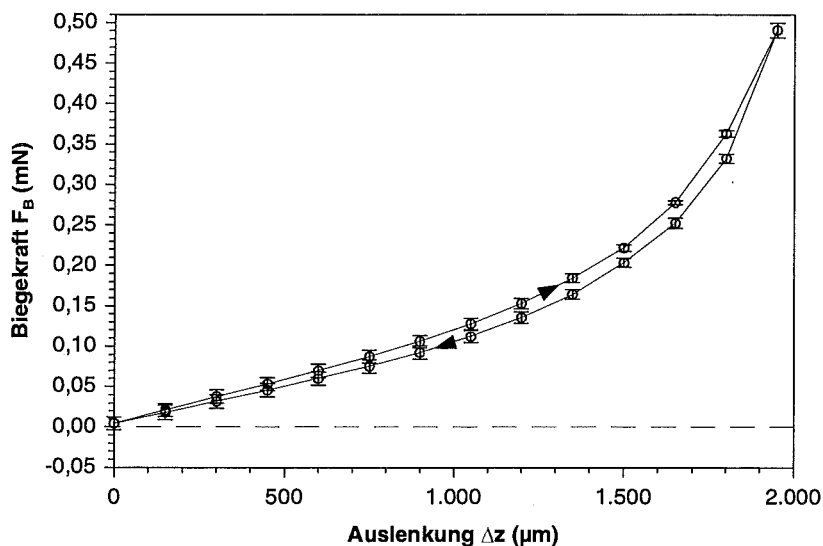


Abb. 5.12: Messung an FM 1. Meßkurve ergibt sich als Mittelwert aus 20 durchlaufenen Lastzyklen bei einer Verweilzeit von 4 s an den Meßpunkten. Die Standardabweichung (Fehlerbalken) zeigt die gute Reproduzierbarkeit der Messung.

Die Messung an FM 2 erfolgt mit den gleichen Meßparametern wie die an FM 1. Die Anzahl der Lastzyklen ist jedoch auf 4 reduziert. Zwischen den einzelnen Lastzyklen ist eine Wartezeit von bis zu 15 min erforderlich, um den Meßzyklus aufgrund der ausgeprägten Viskoelastizität unter den gleichen Anfangsbedingungen starten zu können. Das Meßergebnis ist in Abb. 5.13 entsprechend der Messung an FM 1 als Kurvendiagramm mit Fehlerbalken dargestellt.

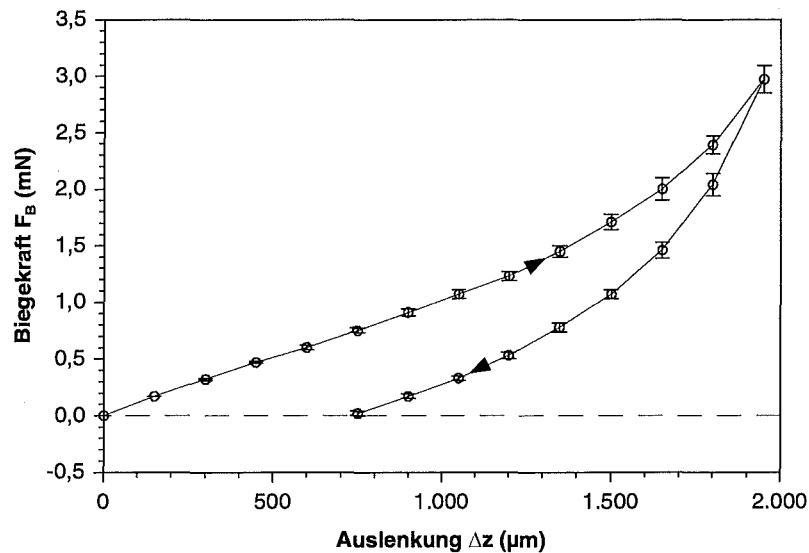


Abb. 5.13: Messung an FM 2. Meßkurve ergibt sich als Mittelwert aus 4 durchlaufenen Lastzyklen bei einer Verweilzeit von 4 s an den Meßpunkten. Die Zeitspanne zwischen den einzelnen Lastzyklen beträgt ca. 15 min.

Zwei weitere Messungen werden an FM 2 durchgeführt. Sie unterscheiden sich gegenüber der ersten Messung an FM 2 durch die Verweilzeiten an den Meßpunkten. Sie betragen bei den folgenden Messungen 30 und 60 s. Die Ergebnisse dieser Messungen sind in Abb. 5.14 und Abb. 5.15 dargestellt.

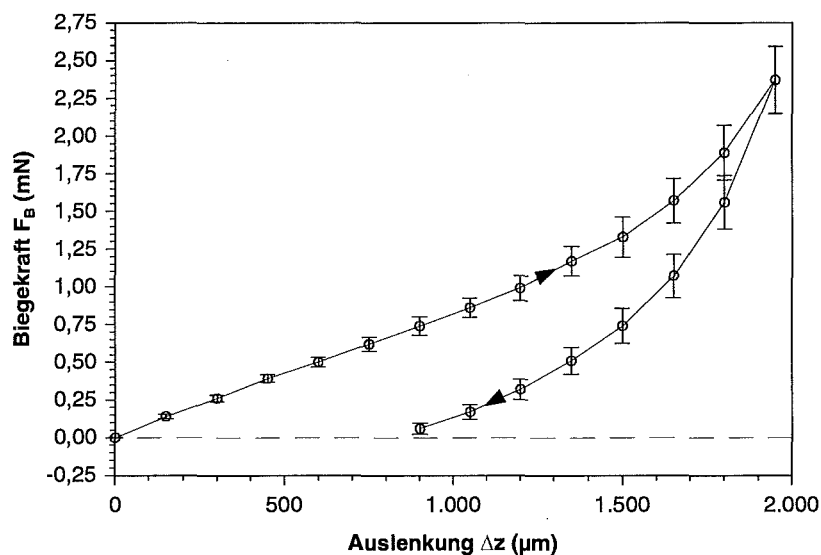


Abb. 5.14: Messung an FM 2. Meßkurve ergibt sich als Mittelwert aus 4 durchlaufenen Lastzyklen bei einer Verweilzeit von 30 s an den Meßpunkten. Die Zeitspanne zwischen den einzelnen Lastzyklen beträgt ca. 15 min.

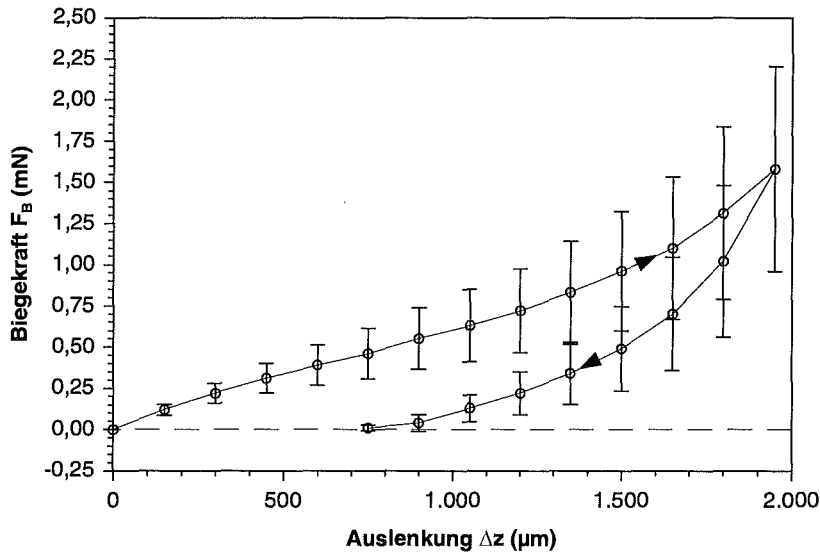


Abb. 5.15: Messung an FM 2. Meßkurve ergibt sich als Mittelwert aus 4 durchlaufenen Lastzyklen bei einer Verweilzeit von 60 s an den Meßpunkten. Die Zeitspanne zwischen den einzelnen Lastzyklen beträgt ca. 15 min.

Diskussion: Die ersten vier Messungen zeigen das Biegeverhalten des stoffschlüssigen Gelenkes in Abhängigkeit der verwendeten Materialsorte und der Zykluszeit. Die Messung an FM 1 (Abb. 5.12) macht deutlich, daß das Meßverfahren reproduzierbar ist. Die in das Kurvendiagramm eingetragenen Fehlerbalken (Standardabweichung) zeigen eine geringe Abweichung von den gemittelten Meßwerten. Der Biegekraftverlauf von FM 1 weist eine Hysterese von ca. 100 μm auf, die auf die belastungsbedingte Umorientierung der Polymerketten und der dabei auftretenden inneren Reibung zurückzuführen ist. Die Kraft steigt für große Auslenkungen exponentiell an und erreicht einen Wert von $0,49 \pm 0,01$ mN bei einer Auslenkung von 1950 μm .

Das Biegeverhalten von FM 2 zeigt dagegen eine ausgeprägtere Hysterese zwischen ansteigender und abfallender Kraftflanke. Anfangs- und Endpunkte der Meßkurven sind bei den durchfahrenen Lastzyklen nicht identisch, da die Messung bei Erreichen der Nulllinie ($F_B = 0$ mN) abgebrochen wird. Eine Krafrichtungsumkehr (Druckbereich) ist mit dem Versuchsaufbau nicht möglich. Eine Wartezeit von bis zu ca. 15 min wird zwischen den einzelnen Lastzyklen zur zeitverzögerten Rückstellung des Gelenkes notwendig, um den Folgezyklus unter gleichen Bedingungen zu starten. Erwartungsgemäß sind die Biegekräfte bei FM 2 höher, da der verwendete SIR-Typ höhere Festigkeitswerte (siehe Tab. 5.1) aufweist. Unter gleichen Versuchsbedingungen liegt die Maximalkraft bei FM 2 (ca. 3 mN) um das 6-fache höher als bei FM 1 (0,49 mN). Die gemessenen Biegekräfte hängen bei FM 2 von der Beanspruchungsgeschwindigkeit (Zykluszeit) ab. Wie die Diagramme in Abb. 5.12 bis Abb. 5.14 zeigen, nehmen die Werte mit steigender Zykluszeit ab, während die Meßwertstreuung stark zunimmt. Die 15-fache Zykluszeit führt etwa zur Halbierung der maximalen Biegekräfte. Bei einer Auslenkung von 1950 μm und einer Verweilzeit von 60 s an

den Meßpunkten beträgt die Biegekraft beispielsweise nur noch $1,57 \pm 0,62$ mN im Gegensatz zu $2,95 \pm 0,12$ mN bei einer Verweilzeit von 4 s. Das beobachtete Biegeverhalten läßt sich durch das Zusammenspiel elastischer und viskoelastischer Verformungsanteile [29] erklären. Ein viskoser Anteil, der eine bleibende Verformung durch plastisches Fließen verursacht, ist im Rahmen der durchgeführten Biegeversuche ausgeschlossen, da die Dehngrenze nicht überschritten wird. Die Kraftwerte steigen mit zunehmender Verformungsgeschwindigkeit bzw. abnehmender Zykluszeit an. Dies ist auf den steigenden elastischen Verformungsanteil zurückzuführen. Bei längeren Zykluszeiten hingegen steigt der viskoelastische Anteil auf Kosten des elastischen Anteils an. Die viskoelastische Verformung bewirkt eine zeitverzögerte Umorientierung der Polymerketten, woraus eine Spannungsreduzierung bei konstanter Dehnung folgt. Die Zeitkonstante der viskoelastischen Verformung (Relaxationszeit) ist im Vergleich zu den untersuchten Zykluszeiten groß. Die ansteigende Meßwertstreuung mit zunehmender Zykluszeit läßt sich ebenfalls auf den wachsenden Einfluß der Viskoelastizität zurückführen. Im Rahmen der Untersuchung kann keine Veränderung der maximalen Hysteresebreite ($750 \mu\text{m}$) festgestellt werden. Dies ist ebenfalls eine Folge der erheblichen Zeitverzögerung der viskoelastischen Verformung. Eine Übereinstimmung von Anfangs- und Endpunkt der Meßkurven ist nur bei sehr langen Zykluszeiten zu erwarten.

Die durchgeführten Biegeversuche zeigen, daß ein sinnvoller Einsatz von SIR-Festkörpergelenken stark vom Verformungsverhalten des Werkstoffes abhängt. Komponenten, die ein ausgeprägtes, viskoelastisches Materialverhalten aufweisen, sind für die Anwendung innerhalb einer Antriebseinheit ungeeignet. Die weichere SIR-Sorte (FM 1) ist aus diesem Grund der härteren Sorte (FM 2) vorzuziehen.

B) Die folgenden drei Messungen beziehen sich auf das geometrieabhängige Biegeverhalten der Gelenkkapsel. Hierzu stehen FM 3, FM 4 und FM 5 (Tab. 5.3) zur Verfügung, die alle ein Biegegelenk aus der weicheren SIR-Type (Elastosil M 4601) aufweisen und sich nur durch die Geometrie der Gelenkkapsel unterscheiden. Die Messungen werden mit der gleichen Maximalauslenkung und mit der gleichen Anzahl von Meßpunkten wie bei FM 1 und FM 2 durchgeführt. Die Verweilzeit an den Meßpunkten beträgt jeweils 4 s. Je Funktionsmuster werden 4 Lastzyklen durchlaufen. Die Meßergebnisse werden den vorhergehenden Messungen entsprechend ebenfalls als Kurvendiagramme dargestellt, bei denen die Biegekraft F_B über der Auslenkung Δz aufgetragen ist. Abb. 5.16, 5.17 und 5.18 zeigen die Ergebnisse an FM 3, FM 4 und FM 5.

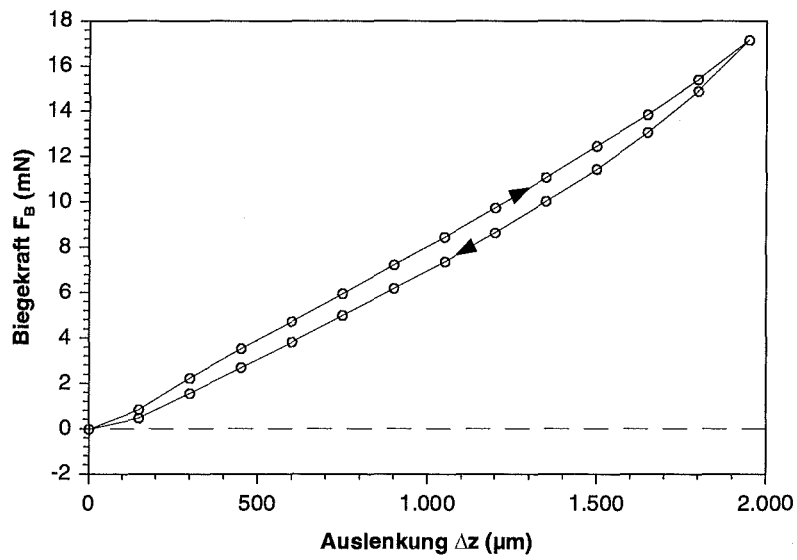


Abb. 5.16: Messung an FM 3. Meßkurve ergibt sich als Mittelwert aus 4 durchlaufenen Lastzyklen bei einer Verweilzeit von 4 s an den Meßpunkten.

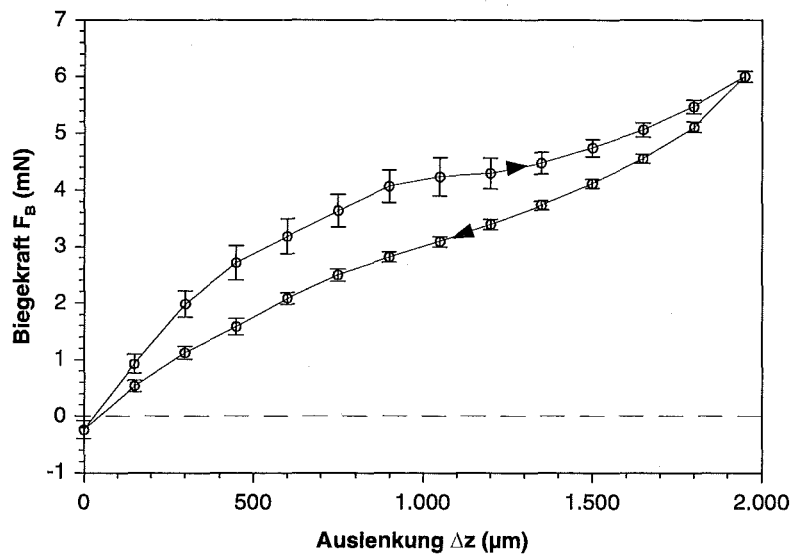


Abb. 5.17: Messung an FM 4. Meßkurve ergibt sich als Mittelwert aus 4 durchlaufenen Lastzyklen bei einer Verweilzeit von 4 s an den Meßpunkten.

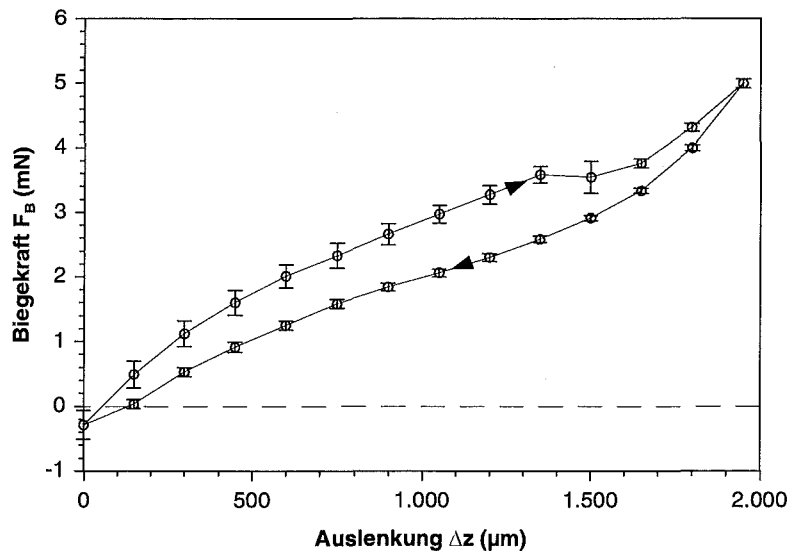


Abb. 5.18: Messung an FM 5. Meßkurve ergibt sich als Mittelwert aus 4 durchlaufenen Lastzyklen bei einer Verweilzeit von 4 s an den Meßpunkten.

Diskussion: Die Messungen an FM 3, FM 4 und FM 5 zeigen den Einfluß der Kapselgeometrie auf das Biegeverhalten des Mikrogelenkes. Die dargestellten Biegekraftverläufe beziehen sich auf die erforderlichen Kräfte zur Biegung von Biegegelenk und Gelenkkapsel. Das Verformungsverhalten des Biegegelenkes ist bekannt und kann Abb. 5.12 entnommen werden.

Die Biegung von FM 3 mit schlauchförmiger Gelenkkapsel erfordert die höchsten Kräfte im Vergleich zu FM 4 und FM 5. Um eine Auslenkung von 1950 μm zu erzielen, ist eine Kraft von ca. 17 mN erforderlich. Die Meßkurve weist eine relativ schmale Hysterese von 120 μm auf, wobei die Streuung der Meßwerte vernachlässigbar ist. Durch eine blasgeformte Gelenkkapsel mit reduzierter Wanddicke lassen sich die Biegekräfte um 65% auf 6 mN reduzieren. Dabei basiert die Verformung im wesentlichen auf dem Einknicken bzw. dem Beulen der Gelenkmembran. Bei Erreichen der kritischen Last wird die Membran instabil und geht in eine benachbarte Gleichgewichtslage über. Phänomene dieser Art erfolgen diskontinuierlich. Die Meßkurve in Abb. 5.17 deutet dieses Verhalten an. Im Auslenkungsbereich von 900 - 1350 μm ist ein Kurvenplateau mit großer Meßwertstreuung im Verlauf der ansteigenden Kraftflanke zu erkennen. Die auftretende Hysterese hat eine Maximalbreite von 600 μm und ist auf das Beulen der Gelenkkapsel zurückzuführen.

Durch eine bestimmte Formgebung der blasgeformten Gelenkkapsel kann das Beulen der Kapsel an vordefinierten Stellen erfolgen. Bei FM 5 dient die mittige Falte dazu, das Einknicken bereits bei kleineren Biegekräften zuzulassen, um einen kontinuierlicheren Biegekraftverlauf zu erhalten. Dieses Verhalten ist in Abb. 5.18 an der nochmals reduzierten Maximalkraft von 5 mN bei einer Auslenkung von 1950 μm und an der auf 500 μm reduzierten Maximalbreite der Hysterese zu erkennen. Die diskontinuierliche Verformung ist auf den

Bereich von 1350 - 1650 μm eingegrenzt und erfolgt wesentlich prägnanter als bei FM 4. Die größte Meßwertstreuung tritt daher bei 1500 μm auf. Die Biegeversuche zeigen, daß die zum Abwinkeln einer blasgeformten Gelenkkapsel erforderlichen Biegekräfte mit mittlerer Falte (FM 5) gegenüber einer schlauchförmigen Gelenkkapsel (FM 3) um ca. 70% reduziert werden können.

5.3.2.2 Fluidischer Antrieb

Da der bewegliche Gelenkarm bei den Messungen am Elastometer direkt mit dem Kraftsensor verbunden ist, können die Antriebskräfte F_A unmittelbar gemessen werden. Bei dem Meßverfahren mit Mikrogewichten müssen zuvor die angehängten Lasten auf einer Analysewaage geeicht werden. In diesem Fall wird die Antriebskraft F_A aus dem Kräftegleichgewicht in z -Richtung ermittelt, da sie dem Betrag nach der angehängte Lastkraft F_L entspricht. Eine Gliederung der Meßaufgaben ist in Tab. 5.5 zu sehen.

Abschnitt	Meßaufgabe	Meßapparatur	Meßobjekt
A	Antriebskraft F_A über Auslenkung Δz für $\Delta p = \text{konst.}$	Elastometer	FM 5
B	Antriebskraft F_A über Differenzdruck Δp für $\Delta z = \text{konst.}$	Elastometer	FM 5
C	Auslenkung Δz über Differenzdruck Δp für $F_L = \text{konst.}$	Mikrogewichte	FM 5
D	Auslenkung Δz über Differenzdruck Δp für $F_L = \text{konst.}$ \Rightarrow Materialeinfluß des Biegeelenkes	Mikrogewichte	FM 6
E	Auslenkung Δz über Differenzdruck Δp für $F_L = \text{konst.}$ \Rightarrow Geometrieinfluß der Gelenkkapsel	Mikrogewichte	FM 3

Tab. 5.5: Übersicht der Messungen zur Charakterisierung des fluidischen Antriebs.

A) Bei der ersten Messung am Elastometer wird der Differenzdruck Δp auf den vorgegebenen Wert erhöht und über den Zeitraum der Messung konstant gehalten. Ausgehend von der gestreckten Gelenkstellung wird der Montagetisch schrittweise abgesenkt und wieder angehoben. Innerhalb des Lastzyklus wird die Kraft für 10 verschiedene Auslenkungen gemessen. In Abb. 5.19 sind die Ergebnisse für die Differenzdrücke $\Delta p = 100, 300, 600$ und 1000 hPa zu sehen. Die Meßpunkte stellen die gemittelten Kraftwerte aus 3 Lastzyklen dar. Anhand der mit ①, ②, und ③ gekennzeichneten Wertepaare soll der experimentelle Teil der Arbeit in Kap. 5.4.2 verifiziert werden.

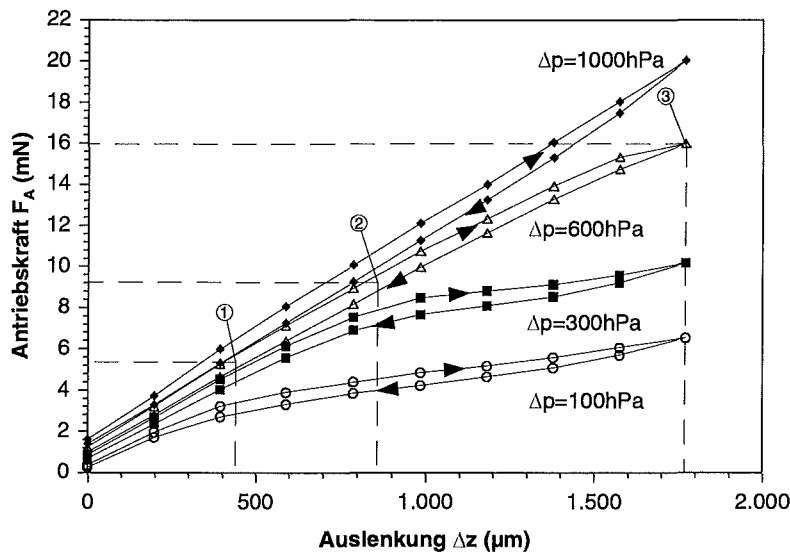


Abb. 5.19: Messungen an FM 5. Meßkurve ergibt sich als Mittelwert aus 3 Lastzyklen bei einer Verweilzeit von 20 s an den Meßpunkten.

Diskussion: Die Messung der Antriebskraft F_A in Abhängigkeit der Auslenkung Δz berücksichtigt nicht den Einfluß der erforderlichen Biegekraft F_B zur Deflektion von Biegegelenk und Gelenkkapsel (Abb. 5.18). Die fluidisch erzeugte Antriebskraft $F_{A,fluid}$ ergibt sich, indem der Biegekraftanteil vom Meßergebnis subtrahiert wird. Unter der Annahme eines linearen Biegekraftverlaufes bis zu einer Auslenkung von $\Delta z = 1,95$ mm errechnet sich die fluidisch erzeugte Antriebskraft $F_{A,fluid}$ entsprechend dem folgenden Zusammenhang in Gl. (5.9).

$$F_{A,fluid}(\Delta p, \Delta z) = \left(\frac{F_A(\Delta p, \Delta z)}{mN} - \frac{5}{1,95} \cdot \frac{\Delta z}{mm} \right) mN \quad (5.9)$$

Die zu subtrahierende Biegekraft der in Abb. 5.19 dargestellten Meßkurven beträgt beispielsweise bei einer Maximalauslenkung von $\Delta z = 1,77$ mm ca. 4,5 mN.

Die Antriebskräfte sind in der gestreckten Gelenkstellung ($\Delta z = 0 \mu\text{m}$) gering und liegen im Bereich bis ca. 2 mN für Differenzdrücke bis 1000 hPa. Mit zunehmender Auslenkung Δz ist die Verlauf von F_A zunächst linear, flacht dann ab und scheint in Abhängigkeit des Druckes einem Grenzwert entgegen zu streben. Für $\Delta p = 1000$ hPa ergibt sich ein nahezu linearer Verlauf im betrachteten Auslenkungsbereich. Die fluidisch erzeugte Antriebskraft $F_{A,fluid}$ beträgt bei $1770 \mu\text{m}$ ca. 15,5 mN. Alle Meßkurven weisen eine Hysterese auf, die unabhängig vom angelegten Differenzdruck scheint. Ihr Auftreten wird auf den gemessenen Biegekraftverlauf von Festkörpergelenk und Kapsel zurückgeführt (siehe Abb. 5.18).

Das Meßergebnis ist der Abschätzung aus Kap. 5.2 am Beispiel eines Differenzdruckes von 600 hPa in Abb. 5.20 gegenübergestellt.

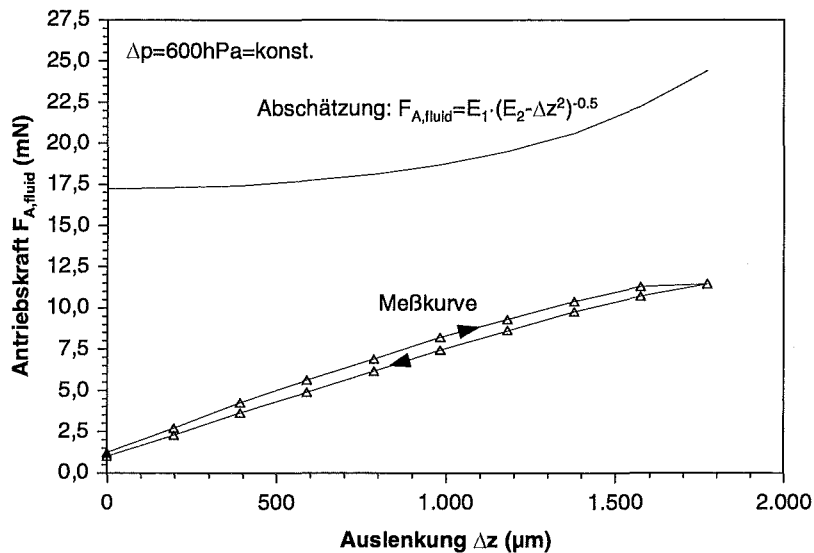


Abb. 5.20: Vergleich zwischen Modell und Meßergebnis für die fluidisch erzeugte Antriebskraft in Abhängigkeit der Auslenkung bei einem Differenzdruck von 600 hPa. Die Koeffizienten E_1 und E_2 werden gemäß Kap. 5.2 bestimmt und betragen $4,31 \times 10^{-5} \text{ Nm}$ bzw. $6,25 \times 10^{-6} \text{ m}^2$.

Der abgeschätzte Kraftverlauf beschreibt die experimentelle Meßkurve nur unzureichend. Im Bereich großer Auslenkungen ist eine qualitative Übereinstimmung der Kurvenverläufe zu erkennen, während bei kleinen Auslenkungen die Meßergebnisse bis zu 94% vom Modellverhalten abweichen. Dies ist hauptsächlich auf die elastische Dehnung des Biegegelenkes in axialer Richtung zurückzuführen, die im Modell nicht berücksichtigt ist. Die Hubarbeit der Gelenkkapsel wird hierbei nicht in mechanisch verfügbare Arbeit gewandelt, sondern in Form von elastischer Energie im Biegegelenk gespeichert. Dieser Effekt macht sich im gesamten Schwenkbereich bemerkbar, ist aber bei kleinen Auslenkungen besonders ausgeprägt.

Bei großen Auslenkungen hingegen können die Abweichungen durch einen weiteren Effekt erklärt werden, der auf das Einfalten der Gelenkkapsel zurückzuführen ist. Da die Kapsel bei der Gelenkbeugung nach innen einknickt und einen Teil der aktiven Druckfläche bedeckt, wird die resultierende Druckkraft entsprechend der Flächenreduzierung verringert. Auch dies ist bei der Abschätzung nicht berücksichtigt, wodurch der Meßwert bei einer Auslenkung von 1770 μm noch um ca. 53% vom erwarteten Kraftwert von 24,5 mN abweicht.

B) In den folgenden Messungen werden die wirkenden Antriebskräfte in Abhängigkeit des Differenzdruckes Δp ermittelt. Der Montagetisch wird um den vorgegebenen Betrag Δz gegenüber der Kraftmeßdose abgesenkt und über den Zeitraum der jeweiligen Messung in dieser Position gehalten. Zu Beginn der Messung wird die Kraftmeßdose auf Null zurückgesetzt, damit die permanent wirkenden Biegekräfte von Biegegelenk und Gelenkkapsel nicht in das Meßergebnis einfließen. Der Gelenkinnendruck wird ausgehend vom Umgebungsdruck schrittweise gesteigert, so daß die fluidisch erzeugten Antriebskräfte in

einem Differenzdruckbereich bis 1000 hPa untersucht werden können. Innerhalb dieses Bereichs wird die Kraft für 8 verschiedene Differenzdrücke gemessen. In Abb. 5.21 sind die Kraftverläufe für verschiedene Auslenkungen in Abhängigkeit des Differenzdruckes dargestellt. Die Meßpunkte stellen die gemittelten Kraftwerte aus 3 Druckzyklen dar. Die mit ①, ②, und ③ gekennzeichneten Arbeitspunkte entsprechen denen, die bereits in Abb. 5.19 markiert sind.

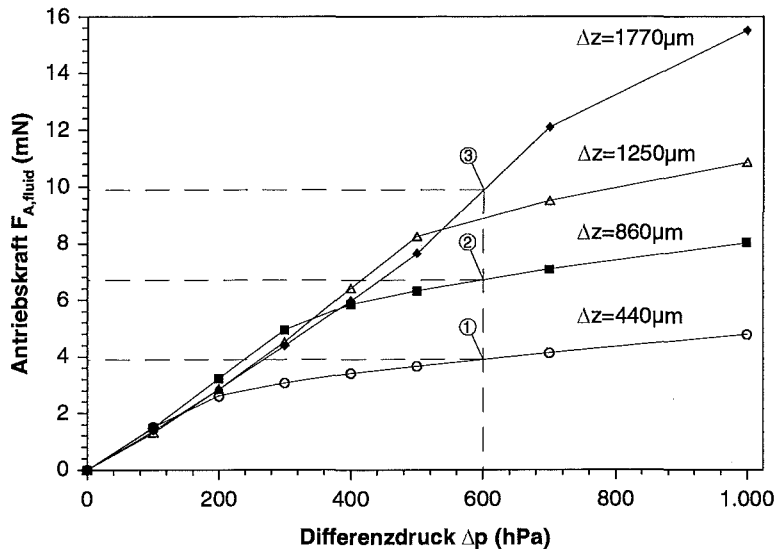


Abb. 5.21: Messung der fluidisch erzeugten Antriebskraft in Abhängigkeit des Differenzdruckes an FM 5. Meßkurve ergibt sich als Mittelwert aus 3 Druckzyklen.

Diskussion: Die Messungen der fluidisch erzeugten Antriebskräfte $F_{A,fluid}$ in Abhängigkeit des Differenzdruckes Δp ergeben Kurvenverläufe, die vom Koordinatenursprung ausgehend linear ansteigen. Für kleine Auslenkungen fällt die Kurvensteigung mit zunehmendem Druck schneller ab als für große Auslenkungen. Bei einer Auslenkung von 1770 μm ist die Kraftzunahme über einem Differenzdruckbereich bis 1000 hPa nahezu linear und erreicht einen Maximalwert von ca. 15,4 mN. Die Meßkurven zeigen keine Hysterese, da die Messungen bei konstanter Auslenkung durchgeführt werden und die dafür ursächlichen Verformungen von Biegeelenk und Gelenkkapsel nicht auftreten. Der Vergleich zwischen dem Meßergebnis und den abgeschätzten Werten ist am Beispiel einer Auslenkung von 1250 μm in Abb. 5.22 dargestellt.

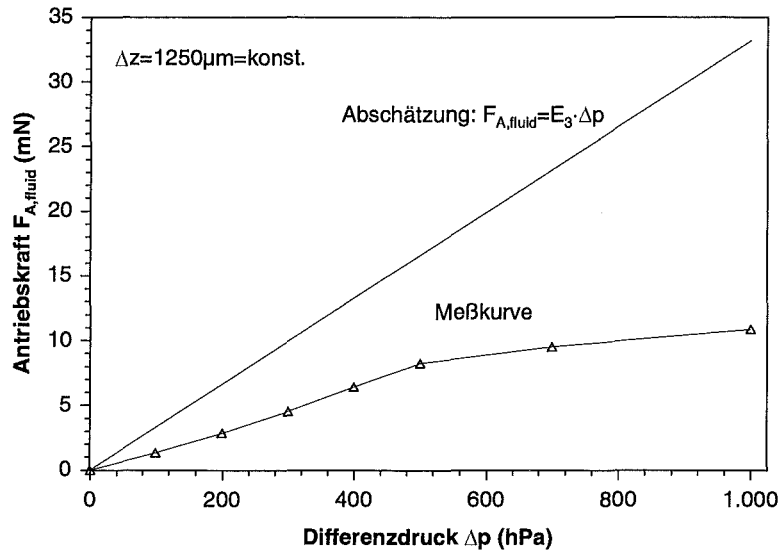


Abb. 5.22: Vergleich zwischen Modell und Meßergebnis für die fluidisch erzeugte Antriebskraft in Abhängigkeit des Druckes bei einer Auslenkung von 1250 μm . Der Koeffizient $E_3 = 3,31 \times 10^{-7} \text{ m}^2$ der funktionalen Beschreibung setzt sich aus den geometrischen Abmessungen und der Auslenkung zusammen und stellt die Steigung des linearen Zusammenhangs dar.

Wie bereits in der Diskussion von Abb. 5.20 erläutert, begründen mindestens zwei im Modell unberücksichtigte Effekte die relativ große Diskrepanz zwischen Meßergebnis und Abschätzung. Die Abweichung vom berechneten Kraftverlauf kann auf die elastische Nachgiebigkeit des Biege gelenkes insbesondere bei großen Drücken und auf die Rezudierung der fluidisch aktiven Fläche bei großen Auslenkungen zurückgeführt werden.

Die Meßkurve in Abb. 5.22 weicht vom abgeschätzten linearen Verlauf der Antriebskraft $F_{A,fluid}$ entsprechend der o.g. Effekte erwartungsgemäß ab. Bis zu einem Differenzdruck von 500 hPa überwiegt der Effekt der Flächenreduzierung. Die gemessenen Kraftwerte betragen in diesem Bereich etwa die Hälfte der Sollwerte, was bei einer Auslenkung von 1250 μm auf eine Halbierung der Angriffsfläche schließen läßt. Bei größeren Differenzdrücken verursacht die Längenänderung des Biege gelenkes zusätzliche Abweichungen vom abgeschätzten Verhalten und reduziert den experimentellen Kraftwert bei 1000 hPa auf 11 mN, was etwa 33% des erwarteten Wertes entspricht.

C) Die Messungen werden mit Mikrogewichten durchgeführt, die am beweglichen Gelenkarm befestigt werden und jeweils eine konstante Lastkraft von $F_L = 4, 8$ und 16 mN bewirken. Zur Charakterisierung des Antriebsverhaltens wird die Auslenkung in z-Richtung in Abhängigkeit des Differenzdruckes Δp gemessen. Der Lastzyklus, bestehend aus der einmaligen Streckung und Beugung des Gelenkes, beginnt und endet mit maximaler Auslenkung bei einem Differenzdruck von $\Delta p = 0 \text{ hPa}$. Die maximale Auslenkung wird im Experiment auf ca. 2500 μm begrenzt, um einer Überlastung des Mikrogelenkes vorzubeugen. Dazu wird ein Begrenzungsplateau vorgesehen, auf dem das Mikrogewicht bei größeren Auslenkungen

aufsetzt. Diese Vorkehrung ist für $F_L = 16 \text{ mN}$ von besonderer Bedeutung, da die im Biegeelenk hervorgerufene Längendehnung eine Zerstörung der Struktur bewirken kann. Die Messung erfolgt für diesen Lastfall in der üblichen Weise. Übersteigt die Druckdifferenz Δp den kritischen Wert, wird die Last von der Plateaubene abgehoben und die Auslenkung Δz kann gemessen werden. Die Ergebnisse der Messungen an FM 5 sind in Abb. 5.23 zusammengefaßt, wobei die in Kap. 5.4.2 diskutierten Wertepaare wie in Abb. 5.19 und 5.20 durch ①, ②, und ③ gekennzeichnet sind.

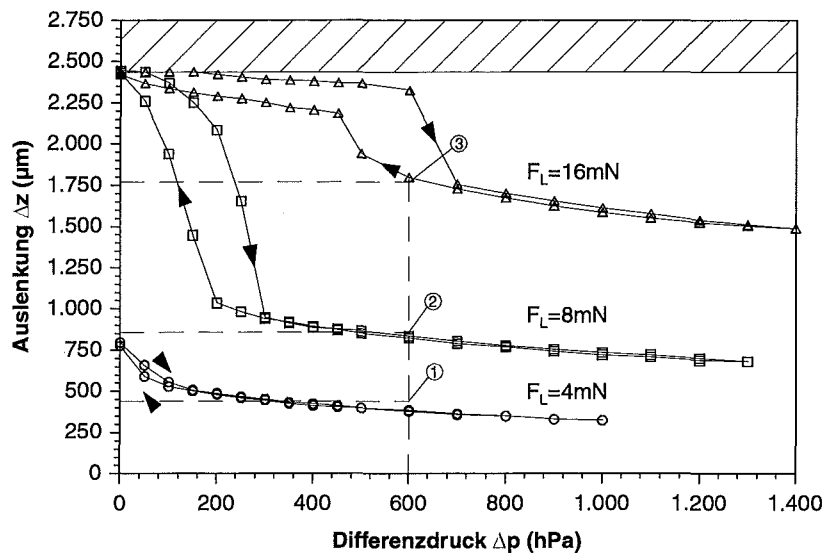


Abb. 5.23: Messung der Auslenkung Δz in Abhängigkeit des Differenzdruckes Δp für eine konstante Lastkraft am beweglichen Gelenkarm von FM 5. Die maximale Auslenkung ist für die Lastkraft $F_L = 16 \text{ mN}$ auf $2500 \mu\text{m}$ begrenzt. Die Begrenzung ist durch den schraffierten Bereich markiert.

Diskussion: Generell können bei den Meßkurven zwei Bereiche in Abhängigkeit des Differenzdruckes unterschieden werden, die durch einen diskontinuierlichen Kurvenverlauf getrennt sind. Im unteren Druckbereich fällt mit ansteigendem Differenzdruck die Auslenkung sehr stark ab. Die Meßkurven zeigen in diesem Bereich eine ausgeprägte Hysterese. Im oberen Bereich dagegen hat eine Variation des Differenzdruckes nur geringe Änderungen der Auslenkung zufolge und eine Hysterese ist im Rahmen der Meßgenauigkeit nicht zu beobachten.

Die gemessenen Auslenkungen Δz sind bei $\Delta p = 0 \text{ hPa}$ maximal und steigen mit zunehmender Lastkraft F_L an. Mit steigendem Differenzdruck Δp werden die Mikrogewichte angehoben und die Auslenkung wird kleiner. In einem Differenzdruckbereich bis 1000 hPa kann eine Lastkraft von 4 mN um ca. $500 \mu\text{m}$ angehoben werden, während die Änderung der Auslenkung bei einer Gewichtskraft von 8 mN im Differenzdruckbereich bis 1300 hPa ca. $1800 \mu\text{m}$ beträgt.

Die dargestellten Meßkurven resultieren aus der fluidischen Antriebswirkung und den elastischen Rückstellkräften von Biegeelenk und Kapsel. Entsprechend der Vorgehensweise

bei der Diskussion von Abb. 5.19 können die Rückstellkräfte vom Meßergebnis subtrahiert werden. Aus den Gleichgewichtsbedingungen am beweglichen Gelenkarm folgt, daß die Lastkraft F_L in jeder Stellung der wirkenden Antriebskraft F_A betragsmäßig entspricht. Daher ist F_A in Gl. (5.9) durch die konstante Lastkraft F_L der Mikrogewichte zu ersetzen. Aus dem Zusammenhang in Gl. (5.10) kann die fluidisch erzeugte Antriebskraft $F_{A,fluid}$ errechnet werden.

$$F_{A,fluid}(\Delta p, \Delta z) = \left(\frac{F_L}{mN} - \frac{5}{1,95} \cdot \frac{\Delta z}{mm} \right) mN \quad (5.10)$$

Die zu subtrahierende Biegekraft F_B bei $\Delta z = 1770 \mu\text{m}$ und $\Delta p = 600 \text{ hPa}$ (Pkt. in Abb. 5.23 mit ③ gekennzeichnet) beträgt ca. 4,5 mN, was zu einer fluidisch erzeugten Antriebskraft von $F_{A,fluid} = 11,5 \text{ mN}$ führt. Der Gegenüberstellung von Meßergebnis und abgeschätztem Kraftverlauf ist am Beispiel einer Lastkraft von 8 mN in Abb. 5.24 dargestellt.

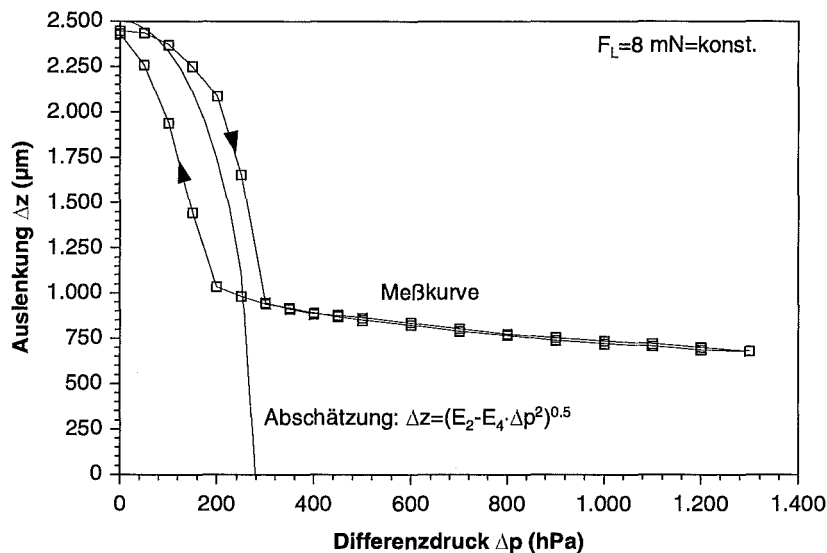


Abb. 5.24: Vergleich zwischen Modell und Meßergebnis für die Auslenkung in Abhängigkeit des Druckes bei einer konstanten Lastkraft von 8 mN. Die Koeffizienten $E_2 = 6,25 \times 10^{-6} \text{ m}^2$, $E_4 = 8,04 \times 10^{-15} \text{ m}^6 \text{ N}^{-2}$ berechnen sich nach Kap. 5.2.

Die Meßkurve scheint im unteren Druckbereich in guter Übereinstimmung mit dem abgeschätzten Auslenkungsverlauf zu sein. Sie verläuft gemäß der Abschätzung bis zu einem Differenzdruck von ca. 300 hPa parabelförmig. Die ausgeprägte Hysterese zwischen Gelenkbeugung und -streckung kann auf das Verformungsverhalten von Biegegelenk und Gelenkkapsel zurückgeführt werden, was bereits in Kap. 5.3.2.1 dokumentiert ist.

Für Differenzdrücke größer als 300 hPa ändert sich die Auslenkung nur noch wenig, da die elastische Längenänderung des Biegegelenkes das Verhalten dominiert. Da dieser Effekt nicht in der Abschätzung berücksichtigt ist, beschreibt das Modell das reale Auslenkungsverhalten in diesem Bereich nur ungenügend.

Die gemessene Maximalauslenkung bei $\Delta p = 0$ hPa erreicht nahezu $2500 \mu\text{m}$ und ist aufgrund der endlichen Wanddicke der Gelenkkapsel unerwartet hoch. Der Abschätzung nach entspricht dies einem Deflektionswinkel von ca. 90° . Die im Experiment realisierten Deflektionswinkel sind jedoch weitaus geringer und liegen im Bereich bis ca. 60° . Daraus folgt, daß sich die experimentell ermittelte Auslenkung nicht nur aus der Schwenkbewegung des Gelenkes ergibt, sondern auch aus der elastischen Längenänderung des Biegegelenkes resultiert. Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen Auslenkung und Deflektionswinkel kann unter diesen Bedingungen nicht angenommen werden.

D) Das Antriebsverhalten von FM 6 wird anhand von zwei Messungen mit unterschiedlichen Mikrogewichten untersucht. Für die Lastkräfte $F_L = 11$ mN und 16 mN ist eine Begrenzung der Auslenkung nicht erforderlich, da eine Überdehnung des Biegegelenkes aufgrund der höheren Festigkeitseigenschaften des Materials (siehe Tab. 5.1) nicht eintreten kann. Der Lastzyklus beginnt ebenfalls bei maximaler Auslenkung und beinhaltet das einmalige Strecken und Beugen des Gelenkes durch die Änderung des Differenzdruckes Δp . Die Ergebnisse dieser Messung sind in Abb. 5.25 zu sehen.

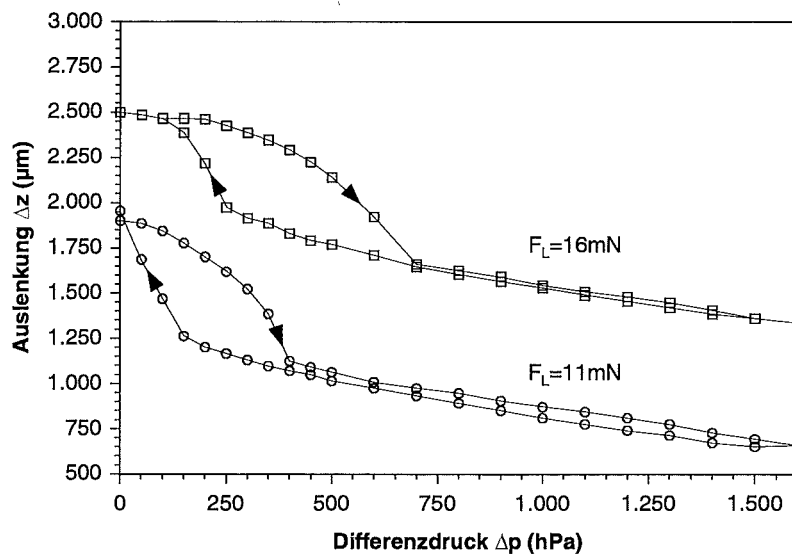


Abb. 5.25: Messung der Auslenkung Δz in Abhängigkeit des Differenzdruckes Δp für eine konstante Lastkraft am beweglichen Gelenkarm von FM 6.

Diskussion: Die an FM 6 ermittelten Meßkurven zeigen einen ähnlichen Verlauf wie die in Abb. 5.23. Die Meßkurve bei einer Lastkraft von 16 mN unterscheidet sich von der an FM 5 aufgenommenen Meßkurve durch die höhere Empfindlichkeit gegenüber Differenzdruckänderungen. Die Übereinstimmung mit dem theoretisch erwarteten parabelförmigen Kurvenverlauf ist deutlicher erkennbar als bei der Meßkurve in Abb. 5.23. Die belastungsbedingte Dehnung des Biegegelenkes ist bei diesem Funktionsmuster wesentlich geringer und führt bei einer Last von 11 mN zu einer Anfangsauslenkung von ca. $1900 \mu\text{m}$. Im Vergleich dazu ist die an FM 5 gemessene Anfangsauslenkung von ca. $2400 \mu\text{m}$ bereits bei

einer Lastkraft von 8 mN erreicht. Die bei dieser Messung beobachteten Tendenzen zur höheren Empfindlichkeit gegenüber Differenzdruckänderungen und zur geringeren Längenänderung des Biegegelenkes unter Last, sind auf die höheren Festigkeitswerte des Biegegelenkes zurückzuführen.

E) Die Messungen an FM 3 werden ebenfalls mit Hilfe von Mikrogewichten durchgeführt. Da die schlauchförmige Gelenkkapsel hohe Biegekräfte zum Einknicken (Abb. 5.16) erfordert, werden Mikrogewichte angebracht, die eine deutliche Gelenkbeugung zur Folge haben. Beispielsweise bewirkt eine Lastkraft $F_L = 16$ mN bei dem Differenzdruck $\Delta p = 0$ hPa eine Auslenkung von ca. 1680 μm . Eine Veränderung der Auslenkung bei zunehmendem Differenzdruck bis 1300 hPa kann im Rahmen der Meßgenauigkeit nicht detektiert werden.

Die Meßergebnisse an FM 3 zeigen, daß die Geometrie der Gelenkkapsel einen maßgeblichen Einfluß auf das Antriebsprinzip hat. Mikrogelenke mit schlauchförmiger Gelenkkapsel (Abb. 5.7c) sind im Rahmen der untersuchten Differenzdrücke aufgrund der reduzierten Angriffsfläche des Druckes nicht in der Lage, die fluidischen Kräfte zur Erzeugung einer Schwenkbewegung zu nutzen.

5.4 Zusammenfassende Bewertung

5.4.1 Herstellung der Mikrogelenke

Sowohl die Gelenkarme als auch die Einlegeform werden im Rahmen dieser Arbeit mittels Drahterodieren aus Edelstahl hergestellt. Dieses Fertigungsverfahren eignet sich zur prototypischen Herstellung von mikrotechnischen Bauteilen besonders gut, da nur wenige Prozessschritte notwendig sind und die gefertigten Abmessungen im Toleranzbereich von $\pm 5 \mu\text{m}$ liegen. Um die Auflösung der Feinstruktur zu gewährleisten, wird ein Schneiddraht mit einem Durchmesser von $50 \mu\text{m}$ verwendet. Kleinste zu strukturierende Abmessungen liegen im Bereich des Drahtdurchmessers und können bei Verwendung des dünnsten, kommerziell verfügbaren Drahtes auf $30 \mu\text{m}$ reduziert werden. In diesen Fällen müssen die Maschinen- bzw. Schneidparameter individuell angepaßt werden, da die prozeßbedingte Erwärmung der Feinstruktur das Bearbeitungsergebnis entscheidend beeinflusst. Um möglichst glatte Strukturwände zu erzielen, sind mehrere Schlichtschnitte erforderlich, bei denen die Werkstückkonturen wiederholt abgefahren werden. Daraus folgen hohe Fertigungszeiten, die eine Serienfertigung der Gelenkarme unwirtschaftlich machen. Durch die Verwendung von Kunststoff in einem Spritzguß- oder Prägeprozeß kann die Fertigung mehrerer Gelenkarme parallel und damit wesentlich wirtschaftlicher erfolgen.

Die Herstellung des Biegegelenkes zeigt, daß ein manuelles Gießverfahren zur Fertigung von flexiblen Mikrostrukturen aus SIR erfolgreich eingesetzt werden kann. Das Verfahren weist eine hohe Abformtreue auf, was im Bereich der Verankerungsstruktur besonders deutlich wird. Dort können $85 \mu\text{m}$ weite Spalte über eine Höhe von $1000 \mu\text{m}$ reproduzierbar befüllt werden. Der apparative Aufwand ist sehr gering, da es sich um ein druckloses Gießverfahren handelt. Der gießfähige Formstoff muß sehr sorgfältig entgast werden, damit sich keine Einschlüsse in der späteren Funktionsstruktur ergeben. Der am Biegegelenk verbleibende Angußstummel und die an den Montagefugen entstehenden Schwimmhäute haben nahezu keinen Einfluß auf das Biegeverhalten. Die Schwimmhäute können durch geringe Fertigungstoleranzen der Fügepartner und geringe Oberflächenrauigkeiten stark eingeschränkt werden. Das Gießverfahren läßt die parallele Fertigung mehrerer Strukturen zu. Voraussetzung hierfür ist, daß die vom Formstoff zurückzulegenden Fließwege annähernd gleich lang sind, um einen gleichmäßigen Füllungsgrad der einzelnen Formnester zu erreichen.

Die Herstellung der Gelenkkapsel erfolgt durch die Umformung eines thermoplastischen Schlauches in einem Blasformprozeß. Dieses Fertigungsverfahren wird bereits seit vielen Jahren zur wirtschaftlichen Herstellung von makroskopischen Hohlkörpern, z.B. PET-Trinkflaschen, angewendet. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, daß dieses Verfahren auch auf mikrotechnische Bauteile übertragbar ist. Der verwendete TPU-Schlauch eignet sich jedoch besser als der ebenfalls untersuchte PVC-Schlauch, da sowohl die Berstanfälligkeit als auch

Temperaturempfindlichkeit wesentlich geringer sind. Die Wanddicke des Schlauches kann durch die Umformung von ca. 100 μm auf ca. 50 μm reduziert werden. Die Geometrie der Gelenkkapsel wird durch die modular eingesetzte Blasform aufgeprägt. Um die Berstanfälligkeit während der Umformung und im späteren Betrieb zu reduzieren, ist eine Kantenverrundung innerhalb der Werkzeugform und an den Gelenkarmen unerlässlich. Gute und gleichmäßige Blasformergebnisse erhält man durch eine homogene Erwärmung des umzuformenden Materialvolumens. Die konduktive Erwärmung über Heiz- und Grundplatte eignet sich hierfür nur bedingt, da sich aufgrund der einseitigen Erwärmung ein Temperaturgradient im Werkstoff einstellt. Eine symmetrische Anordnung der Heizelemente ist anzustreben, damit das umzuformende Material ermöglicht homogen erwärmt und ein gleichmäßiges Blasformergebnis erzielt werden kann.

5.4.2 Charakterisierung der Mikrogelenke

Die Biegeversuche an den Funktionsmustern ohne eingelegte Gelenkkapsel zeigen, daß Schwenkbewegungen mit Auslenkungen bis zu ca. 2 mm je nach Material und Beanspruchungsgeschwindigkeit Maximalkräfte im Bereich von 0,5 bis 3 mN erfordern. Die weichere SIR-Sorte (Elastosil M4601) erfordert erwartungsgemäß die geringeren Kräfte. Viskoelastische Effekte spielen hierbei eine untergeordnete Rolle. Das Biegeverhalten der härteren Sorte dagegen hängt im Rahmen der untersuchten Variation stark von der Beanspruchungsgeschwindigkeit ab. Der Einsatz dieses Materials ist auch für langsam auszuführende Anwendungen nicht sinnvoll, da die Zeitkonstanten der viskoelastischen Verformung größer als 60 s sind.

Die erzielten Ergebnisse weisen die prinzipielle Verwendung von SIR zur Herstellung von flexiblen Mikrostrukturen nach. Die gießtechnische Verarbeitung hat sich als einfache Fertigungsmethode erwiesen, die ebenso zur Parallelfertigung von Mikrostrukturen geeignet ist. Die extrem hohe Elastizität des Materials wirkt sich jedoch bei der Kraftübertragung eines stoffschlüssigen Gelenkes negativ aus. Aufgrund der axialen Längenänderung weichen die im Rahmen dieser Arbeit gemessenen Antriebskräfte erheblich von den erwarteten Werten ab.

Der ideale Werkstoff für stoffschlüssige Gelenke weist demnach einen hohen E-Modul, eine geringe Viskoelastizität und gute Mikrostrukturierbarkeit auf. Dabei ist die Geometrie so zu wählen, daß eine hohe Anisotropie bezüglich Biegebelastungen erzielt wird, was große Schwenkbewegungen bei minimalem Kraftaufwand ermöglicht.

Werden die Funktionsmuster durch den eingelegten Schlauch bzw. die blasgeformte Gelenkkapsel komplettiert, steigen die erforderlichen Biegekräfte stark an. Im Rahmen der untersuchten Geometrievariation konnte die Maximalkraft von ca. 17 mN auf ca. 5 mN durch die Ausformung des Schlauches reduziert werden. Dabei sind die Wanddicke, das verwendete Material und die Geometrie der Kapsel maßgebend für den erforderlichen Kraftaufwand zur

Deflektion des Gelenkes. Die Wanddicke wird durch die Ausgangsabmessungen des eingelegten Schlauches und die Größe der Blasformkavität festgelegt.

Bislang ist die Geometrie der Gelenkkapsel nicht optimiert. Die ideale Gelenkkapsel weist eine sehr geringe Wanddicke mit hohem Faltungsgrad auf. Eine an die Bewegung angepaßte Geometrie kann dazu beitragen, daß das Zusammenfallen der Kapsel gleichmäßig erfolgt und diskontinuierliche Knickphänomene ausbleiben. Vorteilhaft wäre zudem eine Faltungsvorgabe an Ober- und Unterseite, was eine Strukturierung von Grund- und Deckelplatte erfordert.

Die Funktion des fluidischen Antriebs kann durch eine Eingangs- und zwei Ausgangsgrößen beschrieben werden. Für die experimentelle Erfassung dieser Funktion sind normalerweise zwei Messungen ausreichend, bei denen jeweils eine Größe konstant gehalten wird. Im Rahmen dieser Arbeit wird FM 4 aber durch drei unterschiedliche Messungen charakterisiert, was einen Vergleich der Meßverfahren untereinander erlaubt. Die Ergebnisse dieser Messungen werden exemplarisch für einen Differenzdruck $\Delta p = 600$ hPa und drei verschiedene Auslenkungen $\Delta z = 440, 860$ und 1770 μm miteinander verglichen. In Tab. 5.6 sind die Meßwerttripel der unterschiedlichen Versuche aufgelistet, die in den Meßkurven von Abb. 5.19, 5.21 und 5.23 mit ①, ② und ③ gekennzeichnet sind.

Meßwerttripel	Δp (hPa)	Δz (μm)	Meßaufgabe	$F_{A,\text{fluid}}$ (mN)
①	600	440	$F_A = f(\Delta z); \Delta p = \text{konst. (siehe Abb. 5.19)}$	5,3
			$F_{A,\text{fluid}} = f(\Delta p); \Delta z = \text{konst. (siehe Abb. 5.21)}$	3,9
			$\Delta z = f(\Delta p); F_L = \text{konst. (siehe Abb. 5.23)}$	3,4
②	600	860	$F_A = f(\Delta z); \Delta p = \text{konst. (siehe Abb. 5.19)}$	7,0
			$F_{A,\text{fluid}} = f(\Delta p); \Delta z = \text{konst. (siehe Abb. 5.21)}$	6,7
			$\Delta z = f(\Delta p); F_L = \text{konst. (siehe Abb. 5.23)}$	5,8
③	600	1770	$F_A = f(\Delta z); \Delta p = \text{konst. (siehe Abb. 5.19)}$	11,5
			$F_{A,\text{fluid}} = f(\Delta p); \Delta z = \text{konst. (siehe Abb. 5.21)}$	9,9
			$\Delta z = f(\Delta p); F_L = \text{konst. (siehe Abb. 5.23)}$	10,5

Tab. 5.6: Exemplarischer Vergleich der unterschiedlichen Messungen an FM 4 am Beispiel eines Differenzdruckes und drei verschiedenen Auslenkungen. Die ausgewerteten Meßwerttripel sind in den Kurvendiagrammen gekennzeichnet. Die fluidisch erzeugte Antriebskraft wird direkt aus dem Diagramm abgelesen oder mittels Gl. (5.9) bzw. Gl. (5.10) aus dem abgelesenen Kraftwert berechnet.

Die Gegenüberstellung der unterschiedlichen Messungen zeigt eine Übereinstimmung der gemessenen Antriebskräfte von ca. ± 1 mN. Die Meßwertstreuung ist im wesentlichen durch viskoelastische und diskontinuierliche Verformungseffekte der beteiligten Komponenten bestimmt. Dadurch ist die Reproduzierbarkeit der Messungen schlechter, obwohl die Meßfehler bei der Kraft-, Druck- und Wegmessung vernachlässigbar gering sind. Dennoch können die Messungen am Elastometer als auch die mit Mikrogewichten als zuverlässige Verfahren zur Charakterisierung der Mikrogelenke herangezogen werden.

Die im Rahmen der Untersuchung ermittelten Maximalkräfte, die auf das fluidische Wirkprinzip zurückzuführen sind, betragen bei einer Auslenkung von ca. 1,8 mm und einem angelegten Differenzdruck von 1000 hPa ca. 16 mN. Die o.g. Meßfehler können die Abweichungen von den abgeschätzten Werten nicht erklären. Die Ursachen hierfür (siehe auch 5.3.2.2) liegen bei der elastischen Längenänderung des Biegegelenkes einerseits und bei der Reduzierung der aktiven Druckfläche im abgewinkelten Zustand andererseits, die bei der Modellbildung nicht berücksichtigt sind.

Um eine Annäherung an die theoretisch möglichen Werte zu erreichen, müssen die belastungsabhängigen Dehnungen des Biegegelenkes durch eine geeignete Materialauswahl und Formgebung verhindert werden. Dabei ist eine hohe Steifigkeit in Längsrichtung anzustreben, während das Abwinkeln möglichst kleine Biegekräfte erfordern sollte.

Die Reduzierung der aktiven Druckfläche im abgewinkelten Zustand ist die Folge der sich nach innen einfaltenden Gelenkkapsel. Dabei wird ein Teil der fluidisch wirksamen Fläche bedeckt, so daß die aus der Druckwirkung resultierende Kraft um diesen Betrag vermindert ist. Um diesen Effekt zu vermindern, ist eine möglichst dünne Gelenkkapsel anzustreben, die aufgrund einer optimierten Faltstruktur eine geringere Flächenreduzierung verursacht.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit werden fluidische Mikrogelenke entwickelt, deren Funktionsprinzip an das hydraulische Bewegungsprinzip bei Spinnenbeinen angelehnt ist und das Problem der Kraft- und Bewegungsumsetzung durch einen äußerst kompakten Aufbau lösen. Es werden sowohl form- als auch stoffschlüssige Gelenke untersucht. Zum besseren Verständnis formschlüssiger Gelenkarten wird ein Simulationsmodell entwickelt, mit dem das dynamische Bewegungsverhalten, insbesondere das Dämpfungs- und Reibungsverhalten simuliert werden kann. Es wird gezeigt, daß sich das Reibungsverhalten durch die Wahl der Geometrie optimieren läßt, was für die Miniaturisierung solcher Elemente eine wichtige Voraussetzung ist. In Analogie dazu werden stoffschlüssige Gelenke betrachtet, bei denen das Bewegungsverhalten durch die elastische Verformung der Struktur bestimmt wird. Ein wesentlicher Teil der Arbeit besteht in der Untersuchung von Materialien und Technologien zur mikrotechnischen Realisierung eines Mikrogelenkes im Submillimeterbereich, wobei die Hauptschwierigkeit in der Realisierung dreidimensionaler Mikrostrukturen liegt. Auf Basis der erarbeiteten Lösungen werden erste Mikrogelenke mit Außenabmessungen von 1 mm hergestellt, die im pneumatischen Betrieb durch Kraft-Weg-Messungen charakterisiert werden.

Das dynamische Verhalten einer formschlüssigen Gelenkpaarung wird auf Basis eines Kontaktmodells simuliert, das neben elastischen auch viskoelastische Verformungsanteile berücksichtigt. Die Normalkraft im theoretischen Kontaktpunkt resultiert aus der Verformung bzw. der Verformungsgeschwindigkeit, die im Modell durch die fiktive Eindringung der Gelenkkonturen geometrisch ermittelt werden. Die Tangentialkraft setzt sich aus der Coulomb'schen Gleitreibungskraft und einem viskosen Anteil zusammen. Mit dem Verfahren von Gill werden die nichtlinearen Differentialgleichungen der Gelenkarmbewegung im Schwerfeld numerisch gelöst, was eine Darstellung der Bewegungsgrößen in Abhängigkeit der Zeit erlaubt. Das Bewegungsverhalten des Gelenkarmes kann anhand der Simulationsergebnisse erklärt werden, wobei eine differenzierte Betrachtung für Kontaktpunkt- und Schwerpunktbewegung für das Verständnis der Bewegung hilfreich ist. Auf Basis der übertragenen Tangentialkräfte und der vom Kontaktpunkt zurückgelegten Wegstrecke wird die verrichtete Reibungsarbeit innerhalb der ersten Schwingungsperiode für verschiedene analytisch festgelegten Gelenkgeometrien ermittelt.

Die Abmessungen der betrachteten Drehgelenke betragen im Rahmen dieser Arbeit einige Millimeter. Die Simulationsergebnisse zeigen, daß sich die Bewegungen von Kontakt- und Schwerpunkt in bestimmten Bereichen wesentlich unterscheiden. Die Kontaktpunktbewegung ist besonders zu Beginn und in den Wendepunkten der Schwerpunktbewegung von nichtharmonischen Anteilen überlagert, die auf die Anfangsbedingungen bzw. auf das gewählte Coulomb'sche Gleitreibungsmodell zurückzuführen sind und durch Dämpfungskoeffizienten deutlich abgeschwächt werden können. Der Schwerpunkt bewegt sich in Form einer

harmonischen Sinusschwingung, ohne daß die Oberschwingungen der Kontaktpunktbewegung einen merklichen Einfluß haben. Mit zunehmender Reibzahl und Materialdämpfung ist der Amplitudenabfall der Schwerpunktbewegung erwartungsgemäß stärker. Es werden vier kreisrunde und drei elliptische Wellengeometrien betrachtet. Die simulierten Schwerpunktbewegungen zeigen, daß mit abnehmendem Wellendurchmesser und mit steigender Elliptizität der Amplitudenabfall stärker wird. Die entsprechenden Kontaktpunktbewegungen weisen eine ansteigende Dynamik auf, die sich besonders in den Verläufen der viskosen Tangentialkräfte widerspiegeln. Dabei liegt das Kraftniveau der elliptischen Konturen etwas höher. Die verrichtete Reibungsarbeit wird in Abhängigkeit der betrachteten Geometrien für jeweils die erste Schwingungsperiode berechnet. Im Rahmen der betrachteten Geometrien zeigt sich, daß bei einer kreisrunden Wellenkontur mit mittlerem Durchmesser die Reibungsarbeit gegenüber den Geometrien mit kleinstem Durchmesser bzw. größter Elliptizität um ca. 10% reduziert werden kann.

Das erarbeitete Konzept zur technischen Realisierung eines fluidischen Mikrogelenkes favorisiert eine Fertigungsfolge, bei der die metallischen Gelenkarme durch Drahterodieren, ein stoffschlüssiges SIR-Biegegelenk durch Vakuumgießen und die dünnwandige TPU-Gelenkkapsel durch Blasformen hergestellt werden. In den dazu durchgeführten Vorversuchen wird nachgewiesen, daß sich die in der Makrotechnik bewährten Verfahren auch auf Abmessungen im Submillimeterbereich übertragen lassen und damit zur Herstellung erster Funktionsmuster geeignet sind. Die Realisierung der Gelenkkapsel erfolgt durch einen hybriden Aufbau, bei dem ein schlauchförmiger Vorformling in die Gelenkarme eingelegt und zum dünnwandigen Hohlkörper ausgeformt wird. Vorteilhaft wirkt sich dabei aus, daß die Hüllstruktur ohne innere Stützstruktur hergestellt und auf eine Strukturierung mit verlorenen Kernen verzichtet werden kann. Der scheinbare Nachteil durch die erforderlichen Montageprozesse bei der hybriden Integration kann prinzipiell durch das parallele Blasformen mehrerer Gelenkkapseln kompensiert werden, indem der Vorformling mäanderförmig durch benachbarte Gelenkarmstrukturen geführt wird.

Mit den genannten Verfahren werden fluidische Mikrogelenke in den Abmessungen $1 \times 1 \times 6 \text{ mm}^3$ hergestellt. Die Gelenkarme werden mit einem $50 \text{ }\mu\text{m}$ dicken Schneiddraht mit einer Genauigkeit von ca. $\pm 5 \text{ }\mu\text{m}$ gefertigt. Die kleinsten zu strukturierenden Abmessungen liegen im Bereich des Drahtdurchmessers. Prinzipiell lassen sich die Gelenkarme aber auch mit dem LIGA-Verfahren oder anderen Mikrostrukturierungsverfahren herstellen. Die stoffschlüssigen Biegegelenke werden mit minimalen Abmessungen von $85 \text{ }\mu\text{m}$ gefertigt. Damit wird gezeigt, daß sich das Vakuumgießen zur Fertigung flexibler Mikrostrukturen aus SIR erfolgreich einsetzen läßt. Die Abformtreue ist aufgrund der hohen Benetzungsfähigkeit von SIR ausgesprochen hoch, was bereits schon bei manueller Verarbeitung deutlich wird. Die Gelenkkapsel wird durch einen Blasformprozeß hergestellt werden, bei dem ein schlauchförmiger Vorformling aus TPU in die Gelenkarmstrukturen eingelegt, gleichmäßig

erwärmt und durch Anlegen eines Differenzdruckes bis zur Werkzeuginnenwand aufgeblasen wird. Die Wanddicke des Vorformlings kann durch den Umformprozeß von 100 auf 50 μm reduziert werden.

In Ergänzung zu den erarbeiteten Fertigungsverfahren werden noch weitere Alternativen wie z.B. die Tauchbeschichtung und das Spritzgießen mit Einlegeteilen als neue Mikrostrukturierungsverfahren zur Herstellung dreidimensionaler Hüllstrukturen untersucht. Das Tauchen hat sich bereits in den Vorversuchen als ungeeignet erwiesen, da das Beschichten kantiger Strukturen aufgrund diskontinuierlicher Benetzungsbedingungen nur auf den Seitenflächen erfolgt. Die Vorversuche zum Spritzgießen mit Einlegeteilen zeigen, daß mit dieser Technologie die integrierte Herstellung einer dünnwandigen Hüllstruktur prinzipiell möglich ist. Die Wanddicke der Hüllstruktur muß sich jedoch wesentlich von den Abmessungen der erforderlichen Montagefugen unterscheiden, damit die Bildung der sog. „Schwimmhäute“ durch die Wahl der Abformparameter unterdrückt werden kann.

Die Strukturierung mit verlorenen Kernen wird als logische Weiterentwicklung planarer Opferschichtprozesse angesehen, die eine größere Geometrievielfalt im Bereich der Mikrostrukturierung ermöglicht. Die hierzu durchgeführte Machbarkeitsstudie am Beispiel der Gelenkkapsel favorisiert Kernstrukturen, die sich gießtechnisch integrieren lassen, thermisch bedingt aushärten und durch chemisches Lösen (Ätzen) selektiv aus dem Strukturverbund herausgelöst werden können. Die Schmelz- bzw. Erweichungstemperatur der Kerne sollte möglichst hoch sein, damit sie in thermischen Folgeprozessen keinen Strukturverlust erleiden. Eine mögliche Fertigungsfolge zur Herstellung der Gelenkkapsel ist die spritztechnische Integration von Kernstrukturen aus POM oder PC, die sich im Anschluß an die Abformung der Hüllstruktur aus PE selektiv über die Fluidkanäle herauslösen lassen.

In der experimentellen Untersuchung erster Mikrogelenkprototypen wird zunächst das Verformungsverhalten von Biegegelenk und Gelenkkapsel ermittelt, um die Antriebswirkung der fluidischen Kräfte beurteilen zu können. Die Biegegelenke ermöglichen Schwenkbewegungen mit Auslenkungen bis ca. 2 mm und erfordern dabei Biegekräfte, die je nach Material und Beanspruchungsgeschwindigkeit im Bereich von ca. 0,5 - 3 mN liegen. Je nach SIR-Sorte werden auch ausgeprägte viskoelastische Verformungseffekte beobachtet, die die Funktion einer beweglichen Verbindung erheblich beeinträchtigen können. Die erforderliche Biegekraft zum Einfalten der Gelenkkapsel wird durch die Ausformung des TPU-Vorformlings von etwa 17 mN auf ca. 5 mN reduziert.

Zur Charakterisierung des Antriebsverhaltens werden die Funktionsmuster im Differenzdruckbereich bis 1000 hPa pneumatisch betrieben. Zur vollständigen Beurteilung der Mikrogelenke werden verschiedene Messungen durchgeführt, bei denen entweder der angelegte Differenzdruck, die Auslenkung oder die Lastkraft konstant gehalten werden. Die maximalen Antriebskräfte, die auf die fluidische Krafterzeugung zurückzuführen sind, betragen

ca. 16 mN bei einem Differenzdruck von 1000 hPa und einer Auslenkung von 1,8 mm. Die Meßkurven zeigen, daß sowohl die elastische Längenänderung des Biegegelenkes als auch die Reduzierung der aktiven Druckfläche durch das Einfalten der Gelenkkapsel das Antriebsverhalten entscheidend beeinflussen.

Aus den gewonnenen Erkenntnissen über das Bewegungsverhalten gelenkiger Verbindungen, zur mikrotechnischen Herstellung der Gelenkkomponenten und bei der Charakterisierung fluidischer Mikrogelenke ergeben sich die folgenden Anknüpfungspunkte für zukünftige Arbeiten:

- Eine experimentelle Überprüfung der simulierten Gelenkarmbewegungen ist erforderlich, wobei die exakten Materialkonstanten zunächst ermittelt werden müssen. Die Gelenkarmdynamik kann beispielsweise durch das Beobachten der Kontakt- und Schwerpunktbewegung mittels Hochgeschwindigkeitskameras erfaßt werden. Im Vergleich mit den Simulationsergebnissen kann das Modell gegebenenfalls modifiziert werden. Darauf aufbauend können die Simulationsrechnungen beispielsweise auf rotierende Mikrostrukturen (Wobblemotor) erweitert werden, bei denen das Verständnis von Bewegungs- und Reibungsverhalten für die Funktion und Lebensdauer von großer Bedeutung ist.
- Sowohl die Strukturierung mit verlorenen Kernen als auch das Spritzgießen mit Einlegeteilen werden zur Herstellung von fluidischen Mikrogelenken nicht eingesetzt, bieten jedoch ein großes Potential zur Herstellung dreidimensionaler Mikrostrukturen. Sie ermöglichen die integrierte Herstellung von Hohlkörpern, die beispielsweise als gas- oder flüssigkeitsführende Strukturen in der Mikrofluidik Verwendung finden. In zukünftigen Entwicklungen müssen hierzu Materialkombinationen erarbeitet werden, die sowohl thermisch als auch chemisch kompatibel sind und eine möglichst hohe Strukturtreue bei kurzen Prozeßzeiten gewährleisten.
- Das Antriebsverhalten erster Funktionsmuster zeigt, daß sich die elastomeren Eigenschaften eines Biegegelenkes aus Silikonkautschuk negativ auf die Bewegungsübertragung auswirken. Um hier eine Verbesserung zu schaffen, muß das stoffschlüssige Gelenk als zugfestes Filmgelenk hergestellt werden. Ebenso ist die Funktion der Gelenkkapsel zu optimieren, die als zugfeste Membran einen hohen Faltungsgrad im abgewinkelten Zustand aufweisen sollte, ohne die aktive Druckfläche zu reduzieren. Durch die Integration eines elastischen Rückstellelementes kann die Antriebsfunktion in zukünftigen Entwicklungen wesentlich verbessert werden, da eine Positionierung in Abhängigkeit des Druckes möglich ist. Da die prinzipielle Funktion fluidischer Mikrogelenke im Rahmen dieser Arbeit nachgewiesen wird, müssen sich anschließende Arbeiten noch intensiver mit der mikrotechnischen Realisierung im Sinne einer Kleinserienfertigung befassen, um den ökonomischen Vorteil paralleler Mikrostrukturierungsverfahren zur Herstellung leistungsfähiger Mikroantriebe ausnutzen zu können.

-
- Das fluidische Mikrogelenk ist eine Grundkomponente für bewegliche Mikrosysteme, die leistungsstarke Antriebe mit kompakten Kraftauskopplungsmechanismen erfordern. In zukünftigen Arbeiten muß die Systemtauglichkeit dieser Komponente genutzt werden, um komplexe Mechanismen in serieller und paralleler Anordnung aufzubauen, die über Mikropumpen und -ventile angesteuert werden können. Damit lassen sich viele Anwendungen im Bereich der Mikrorobotik oder Medizintechnik realisieren, wie beispielsweise Greifmechanismen zur Handhabung von Mikroobjekten oder Stellglieder zur Positionierung optischer Elemente. Eine besonders hervorzuhebende Anwendung fluidischer Mikrogelenke ist die Entwicklung von Mikrolaufmaschinen, die sich beispielsweise zur Fortbewegung in engen Kanälen oder in natürlichem Gelände einsetzen lassen.

7 Anhang

7.1 Herleitungen zu Kapitel 3

7.1.1 Analytische Beschreibung der elliptischen Gelenkkonturen

Die Kontur der ortsfesten Lagerschale wird durch

$$f(x): y = \pm b_1 \cdot \sqrt{1 - \frac{(x - l_1)^2}{a_1^2}} \quad (7.1)$$

beschrieben, die der beweglichen Welle durch

$$g(x): y = \frac{-B_1 \pm \sqrt{B_1^2 - A_1 C_1}}{A_1} \quad (7.2).$$

Die Koeffizienten

$$A_1 = \frac{\cos^2 \Theta}{a_2^2} + \frac{\sin^2 \Theta}{b_2^2} \quad (7.3)$$

$$B_1 = \frac{(A_{x2} - x \cdot \sin \Theta) \cdot \cos \Theta}{a_2^2} - \frac{(A_{y2} - x \cdot \cos \Theta) \cdot \sin \Theta}{b_2^2} \quad (7.4)$$

$$C_1 = \frac{(A_{x2} - x \cdot \sin \Theta)^2}{a_2^2} + \frac{(A_{y2} - x \cdot \cos \Theta)^2}{b_2^2} - 1 \quad (7.5)$$

resultieren aus der Transformation der körperfesten Koordinaten in globale x, y -Koordinaten.

Die Schwerpunktskoordinaten X_G, Y_G und Θ sind in den Koeffizienten

$$A_{x2} = -\sin \Theta \cdot (-X_G + l_{21} \cdot \cos \Theta) + \cos \Theta \cdot (-Y_G + l_{21} \cdot \sin \Theta) \quad (7.6)$$

$$A_{y2} = -\sin \Theta \cdot (-Y_G + l_{21} \cdot \sin \Theta) - \cos \Theta \cdot (-X_G + l_{21} \cdot \cos \Theta) \quad (7.7)$$

enthalten.

7.1.2 Berechnung der maximalen Konturüberschneidung

Durch Gleichsetzen von (7.1) und (7.2) erhält man das Polynom 4-ten Grades

$$h(x) = \left(A_1 \frac{b_1^2}{a_1^2} \cdot (a_1^2 - (x - l_1)^2) + C_1 \right)^2 - 4B_1^2 \frac{b_1^2}{a_1^2} \cdot (a_1^2 - (x - l_1)^2) = 0 \quad (7.8),$$

woraus sich die Schnittpunktskoordinaten in x -Richtung der sich überlappenden Gelenkkonturen näherungsweise bestimmen lassen. Dazu wird das Tangentenverfahren nach Newton [15] zur Nullstellenbestimmung herangezogen.

Die aus (7.8) ermittelten Schnittpunkte P_0, P_{10} mit den Koordinaten (x_0, y_0) und (x_{10}, y_{10}) liegen auf einer Verbindungsgeraden

$$l(x):(y - y_k) = K \cdot (x - x_k) = \frac{y_{10} - y_0}{x_{10} - x_0} \cdot (x - x_k) \quad (7.9)$$

mit der Steigung K , die durch den Punkt P_k verläuft. Das ebenfalls durch P_k verlaufende Lot mit der Steigung SK hat die Form

$$\bar{l}(x):(y - y_k) = SK \cdot (x_k - x) = -\frac{x_{10} - x_0}{y_{10} - y_0} \cdot (x_k - x) \quad (7.10).$$

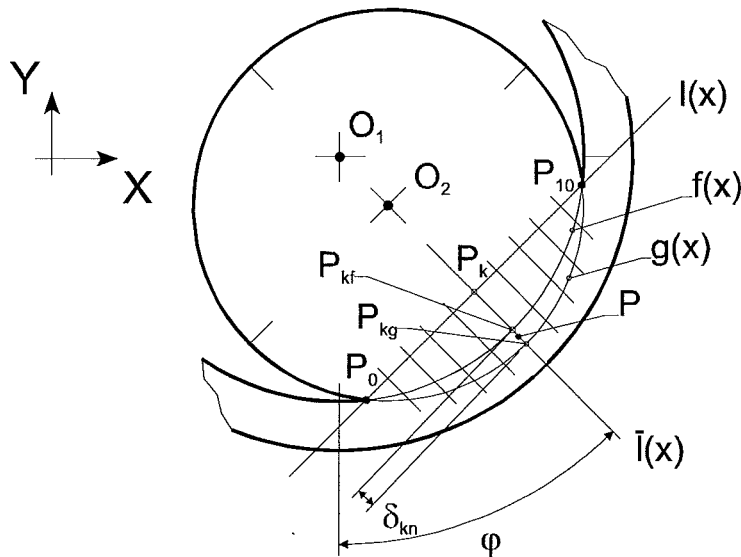


Abb. 7.1: Unterteilung der Kontaktzone zur Ermittlung der maximalen Eindringung.

Die Kontaktzone wird entsprechend Abb. 7.1 durch eine Geradenschar der Form $\bar{l}(x)$ in k Intervalle unterteilt. Die Lotgeraden verlaufen durch Punkte auf der Verbindungsgeraden $l(x)$ mit den Koordinaten

$$x_k = x_0 + \frac{x_{10} - x_0}{10} \cdot k \quad (7.11)$$

$$y_k = y_0 + \frac{y_{10} - y_0}{10} \cdot k \quad (7.12)$$

wobei $k = 0, 1, \dots, 10$.

Den Schnittpunkt einer Lotgeraden $\bar{l}(x)$ mit der Kontur der Lagerschale $f(x)$ erhält man durch Gleichsetzen der funktionalen Zusammenhänge. Man erhält ein quadratisches Polynom

$$A_2 x_{kf}^2 + 2B_2 x_{kf} + C_2 = 0 \quad (7.13)$$

mit den Lösungen

$$x_{kf} = \frac{-B_2 \pm \sqrt{B_2^2 - A_2 C_2}}{A_2} \quad (7.14)$$

und den Koeffizienten

$$A_2 = \frac{b_1^2}{a_1^2} + SK^2 \quad (7.15)$$

$$B_2 = -\frac{b_1^2}{a_1^2} l_1 - SK^2 x_k - SK y_k \quad (7.16)$$

$$C_2 = l_1^2 \frac{b_1^2}{a_1^2} - b_1^2 + SK^2 x_k^2 + 2SK x_k y_k + y_k^2 \quad (7.17).$$

Die Schnittpunkte zwischen den Lotgeraden $\bar{l}(x)$ und der Wellenkontur $g(x)$ berechnen sich durch Gleichsetzen von (7.2) und (7.10) aus

$$A_3 x_{kg}^2 + 2B_3 x_{kg} + C_3 = 0 \quad (7.18)$$

mit den Lösungen

$$x_{kg} = \frac{-B_3 \pm \sqrt{B_3^2 - A_3 C_3}}{A_3} \quad (7.19)$$

und den Koeffizienten

$$A_3 = A_1^2 SK^2 + A_1 \cdot \left(\frac{\sin^2 \Theta}{a_2^2} + \frac{\cos^2 \Theta}{b_2^2} \right) - 2A_1 SK \cos \Theta \sin \Theta \cdot \left(-\frac{1}{a_2^2} + \frac{1}{b_2^2} \right) \quad (7.20)$$

$$B_3 = (-A_1^2 SK + A_1 \cos \Theta \sin \Theta \cdot \left(-\frac{1}{a_2^2} + \frac{1}{b_2^2} \right)) \cdot (SKx_k + y_k) + A_1 \frac{A_{x2}}{a_2^2} \cdot (-SK \cos \Theta - \sin \Theta) - A_1 \frac{A_{y2}}{b_2^2} \cdot (-SK \sin \Theta + \cos \Theta) \quad (7.21)$$

$$C_3 = 2A_1 \cdot (SKx_k + y_k) \cdot \left(\frac{A_{x2} \cos \Theta}{a_2^2} - \frac{A_{y2} \sin \Theta}{b_2^2} \right) + A_1^2 \cdot (SKx_k + y_k)^2 + A_1 \cdot \left(\frac{A_{x2}^2}{a_2^2} + \frac{A_{y2}^2}{b_2^2} - 1 \right) \quad (7.22)$$

Die y -Werte der Schnittpunkte P_{kf} und P_{kg} berechnen sich durch Einsetzen von x_{kf} (7.14) bzw. x_{kg} (7.19) in (7.10), so daß

$$y_{kf,g} = SK \cdot (x_k - x_{kf,g}) + y_k \quad (7.23)$$

Die Konturüberschneidung in normaler Richtung wird für jedes Intervall k entlang der Kontaktzone berechnet und beträgt

$$\delta_{kn} = \sqrt{(x_{kg} - x_{kf})^2 + (y_{kf} - y_{kg})^2} \quad (7.24)$$

Für die zu ermittelnde Maximaleindringung gilt:

$$\delta_n = \delta_{kn,\max} \quad (7.25)$$

7.1.3 Berechnung der Eindringgeschwindigkeit in normaler Richtung

Die Eindringgeschwindigkeit ergibt sich aus der zeitlichen Ableitung von (7.24) zu

$$\dot{\delta}_n = \frac{(x_{kg} - x_{kf}) \cdot (\dot{x}_{kg} - \dot{x}_{kf}) + (y_{kf} - y_{kg}) \cdot (\dot{y}_{kf} - \dot{y}_{kg})}{\sqrt{(x_{kf} - x_{kg})^2 + (y_{kf} - y_{kg})^2}} \quad (7.26)$$

mit

$$x_{kf,g} = x_{kf,g} \Big|_{\delta_{kn}=\delta_{kn,max}} \quad (7.27)$$

$$y_{kf,g} = y_{kf,g} \Big|_{\delta_{kn}=\delta_{kn,max}} \quad (7.28).$$

Die zeitlichen Ableitungen von (7.13) und (7.18) liefern

$$\dot{x}_{kf} = -\frac{1}{2(A_2 x_{kf} + B_2)} \cdot (\dot{A}_2 x_{kf}^2 + 2\dot{B}_2 x_{kf} + \dot{C}_2) \quad (7.29)$$

bzw.

$$\dot{x}_{kg} = -\frac{1}{2(A_3 x_{kg} + B_3)} \cdot (\dot{A}_3 x_{kg}^2 + 2\dot{B}_3 x_{kg} + \dot{C}_3) \quad (7.30)$$

mit den Koeffizienten

$$\dot{A}_2 = 2SK \cdot \dot{SK} \quad (7.31)$$

$$\dot{B}_2 = -2SK \cdot \dot{SK} \cdot x_k - SK^2 \cdot \dot{x}_k - \dot{SK} \cdot y_k - SK \cdot \dot{y}_k \quad (7.32)$$

$$\begin{aligned} \dot{C}_2 = & 2 \cdot (SK \cdot \dot{SK} \cdot x_k^2 + SK^2 x_k \dot{x}_k + \dot{SK} \cdot x_k y_k \\ & + SK(\dot{x}_k y_k + x_k \dot{y}_k) + y_k \dot{y}_k) \end{aligned} \quad (7.33)$$

$$\begin{aligned} \dot{A}_3 = & 2 \cdot (A_1 \dot{A}_1 SK^2 + A_1^2 SK \cdot \dot{SK} + \frac{\dot{A}_1}{2} \cdot (\frac{\sin^2 \Theta}{a_2^2} + \frac{\cos^2 \Theta}{b_2^2})) \\ & - (\frac{1}{b_2^2} - \frac{1}{a_2^2}) \cdot (A_1 \dot{\Theta} \sin \Theta \cos \Theta + \dot{A}_1 SK \cos \Theta \sin \Theta \\ & + A_1 \dot{SK} \cos \Theta \sin \Theta + A_1 SK \dot{\Theta} \cdot (\cos^2 \Theta - \sin^2 \Theta)) \end{aligned} \quad (7.34)$$

$$\begin{aligned}
\dot{B}_3 = & (SK \cdot x_k + y_k) \cdot (-2A_1 \dot{A}_1 SK - A_1^2 \dot{SK}) \\
& + (\dot{A}_1 \cos \Theta \sin \Theta + A_1 \dot{\Theta} \cdot (\cos^2 \Theta - \sin^2 \Theta)) \cdot \left(\frac{1}{b_2^2} - \frac{1}{a_2^2} \right) \\
& + (SK \cdot x_k + SK \cdot \dot{x}_k + \dot{y}_k) \cdot (-A_1^2 SK + A_1 \cos \Theta \sin \Theta \cdot \left(\frac{1}{b_2^2} - \frac{1}{a_2^2} \right)) \\
& + \frac{1}{a_2^2} \cdot (\dot{A}_1 A_{x2} (-SK \cos \Theta - \sin \Theta) + A_1 \dot{A}_{x2} (-SK \cos \Theta - \sin \Theta)) \\
& + A_1 A_{x2} (-\dot{SK} \cos \Theta + SK \cdot \dot{\Theta} \sin \Theta - \dot{\Theta} \cos \Theta) \\
& - \frac{1}{b_2^2} \cdot (\dot{A}_1 A_{y2} (-SK \sin \Theta + \cos \Theta) + A_1 \dot{A}_{y2} (-SK \sin \Theta + \cos \Theta)) \\
& + A_1 A_{y2} (-\dot{SK} \sin \Theta - SK \cdot \dot{\Theta} \cos \Theta - \dot{\Theta} \sin \Theta)
\end{aligned} \tag{7.35}$$

$$\begin{aligned}
\dot{C}_3 = & 2A_1 \dot{A}_1 \cdot (SK x_k + y_k)^2 + 2A_1^2 \cdot (SK x_k + y_k) \cdot (SK \dot{x}_k + SK \dot{x}_k + \dot{y}_k) \\
& + 2\dot{A}_1 \cdot (SK x_k + y_k) \cdot \left(\frac{A_{x2} \cos \Theta}{a_2^2} - \frac{A_{y2} \sin \Theta}{b_2^2} \right) + 2A_1 \cdot (SK x_k + y_k) \\
& \cdot \left(\frac{\dot{A}_{x2} \cos \Theta - A_{x2} \dot{\Theta} \sin \Theta}{a_2^2} - \frac{\dot{A}_{y2} \sin \Theta + A_{y2} \dot{\Theta} \cos \Theta}{b_2^2} \right) \\
& + 2A_1 \cdot (SK \dot{x}_k + SK \dot{x}_k + \dot{y}_k) \cdot \left(\frac{A_{x2} \cos \Theta}{a_2^2} - \frac{A_{y2} \sin \Theta}{b_2^2} \right) \\
& + \dot{A}_1 \cdot \left(\frac{A_{x2}^2}{a_2^2} + \frac{A_{y2}^2}{b_2^2} - 1 \right) + 2A_1 \cdot \left(\frac{A_{x2} \dot{A}_{x2}}{a_2^2} + \frac{A_{y2} \dot{A}_{y2}}{b_2^2} \right)
\end{aligned} \tag{7.36}$$

Darin enthalten sind

$$SK = - \frac{(\dot{x}_{10} - \dot{x}_0) + SK \cdot (\dot{y}_{10} - \dot{y}_0)}{y_{10} - y_0} \tag{7.37}$$

$$\dot{A}_1 = 2\dot{\Theta} \sin \Theta \cos \Theta \cdot \left(\frac{1}{b_2^2} - \frac{1}{a_2^2} \right) \tag{7.38}$$

$$\begin{aligned}
\dot{A}_{x2} = & -\sin \Theta \cdot (-\dot{X}_G - l_{21} \dot{\Theta} \sin \Theta) - \dot{\Theta} \cos \Theta \cdot (-X_G + l_{21} \cos \Theta) \\
& + \cos \Theta \cdot (-\dot{Y}_G + l_{21} \dot{\Theta} \cos \Theta) - \dot{\Theta} \sin \Theta \cdot (-Y_G + l_{21} \sin \Theta)
\end{aligned} \tag{7.39}$$

$$\begin{aligned}
\dot{A}_{y2} = & -\cos \Theta \cdot (-\dot{X}_G - l_{21} \dot{\Theta} \sin \Theta) + \dot{\Theta} \sin \Theta \cdot (-X_G + l_{21} \cos \Theta) \\
& - \sin \Theta \cdot (-\dot{Y}_G + l_{21} \dot{\Theta} \cos \Theta) - \dot{\Theta} \cos \Theta \cdot (-Y_G + l_{21} \sin \Theta)
\end{aligned} \tag{7.40}$$

Die Geschwindigkeiten der Schnittpunkte P_0 und P_{10} können berechnet werden, indem die zeitlichen Ableitungen von (7.1) und (7.2) gleichgesetzt werden. Die Geschwindigkeitskomponente in x -Richtung ist

$$\dot{x}_{0,10} = \frac{A_4}{B_4} \quad (7.41),$$

wobei

$$A_4 = \frac{2 \cdot (-X_G \sin \Theta + Y_G \cos \Theta + A_{x2}) \cdot (x_{0,10} \dot{\Theta} \cos \Theta + y_{0,10} \dot{\Theta} \sin \Theta - \dot{A}_{x2})}{a_2^2} + \frac{2 \cdot (-Y_G \sin \Theta - X_G \cos \Theta + A_{y2}) \cdot (-x_{0,10} \dot{\Theta} \sin \Theta + y_{0,10} \dot{\Theta} \cos \Theta - \dot{A}_{y2})}{b_2^2} \quad (7.42)$$

$$B_4 = -\frac{2 \cos \Theta \cdot (-y \sin \Theta - x \cos \Theta + A_{y2})}{b_2^2} - \frac{2 \sin \Theta \cdot (-x \sin \Theta + y \cos \Theta + A_{x2})}{a_2^2} - \frac{b_1^2 (x_{0,10} - l_1)}{a_1^2 \cdot y_{0,10}} \cdot \left(\frac{2 \cos \Theta \cdot (-x \sin \Theta + y \cos \Theta + A_{x2})}{a_2^2} - \frac{2 \sin \Theta \cdot (-y \sin \Theta - x \cos \Theta + A_{y2})}{b_2^2} \right) \quad (7.43).$$

Eingesetzt in die zeitliche Ableitung von (7.1) führt zu

$$\dot{y}_{0,10} = -\frac{b_1^2}{a_1^2} \cdot \frac{(x_{0,10} - l_1)}{y_{0,10}} \cdot \dot{x}_{0,10} \quad (7.44).$$

Damit können die nach der Zeit abgeleiteten Koordinaten des Punktes P_k

$$\dot{x}_k = \dot{x}_0 + \frac{\dot{x}_{10} - \dot{x}_0}{10} \cdot k \quad (7.45)$$

$$\dot{y}_k = \dot{y}_0 + \frac{\dot{y}_{10} - \dot{y}_0}{10} \cdot k \quad (7.46)$$

berechnet und in die zeitliche Ableitung von (7.10) eingesetzt werden. Man erhält jetzt die zu ermittelnde Eindringgeschwindigkeit $\dot{\delta}_n$, indem

$$\dot{y}_{kf} = SK \cdot (x_k - x_{kf}) + SK \cdot (\dot{x}_k - \dot{x}_{kf}) + \dot{y}_k \quad (7.47)$$

und

$$\dot{y}_{kg} = SK \cdot (x_k - x_{kg}) + SK \cdot (\dot{x}_k - \dot{x}_{kg}) + \dot{y}_k \quad (7.48)$$

in (7.26) eingesetzt werden.

7.1.4 Ermittlung der Relativgeschwindigkeit in der Kontaktzone

Die Relativgeschwindigkeit in der Kontaktzone v_{rel} setzt sich aus der rotatorischen Relativbewegung Θ und der rotatorischen Führungsbewegung φ des Gelenkarmes zusammen. Sie läßt sich mit den Koordinaten der Punkte P_0 bzw. P_{10} und deren zeitlichen Ableitungen näherungsweise berechnen zu

$$v_{rel} = b_2 \cdot \dot{\Theta} + a_1 \dot{\varphi} \quad (7.49)$$

wobei

$$\varphi = \tan^{-1} \frac{y_{10} - y_0}{x_{10} - x_0} \quad (7.50)$$

und

$$\dot{\varphi} = \frac{(\dot{y}_{10} - \dot{y}_0) \cdot (x_{10} - x_0) - (\dot{x}_{10} - \dot{x}_0) \cdot (y_{10} - y_0)}{(x_{10} - x_0)^2 + (y_{10} - y_0)^2} \quad (7.51).$$

7.1.5 Berechnung der Kontaktzonengeschwindigkeit

Die Geschwindigkeit, mit der sich die Kontaktzone entlang der Lagerschale bewegt, ist unabhängig von v_{rel} und läßt sich mit (7.51) berechnen zu

$$v_p = a_1 \cdot \dot{\varphi} \quad (7.52).$$

7.1.6 Berechnung des theoretischen Berührungspunktes

Der theoretische Berührungspunkt P wird durch das Modell festgelegt und befindet sich bei maximaler Konturüberschneidung in der Mitte zwischen den Punkten P_{kf} und P_{kg} . Seine Koordinaten sind

$$x_P = \frac{x_{kf} + x_{kg}}{2} \Big|_{\delta_{kn} = \delta_{kn, \max}} \quad (7.53)$$

und

$$y_P = \frac{y_{kf} + y_{kg}}{2} \Big|_{\delta_{kn} = \delta_{kn, \max}} \quad (7.54).$$

7.1.7 Näherungsverfahren von Gill zur Lösung von Differentialgleichungen

Das Wertepaar (x_0, y_0) liegt auf der Lösungskurve der Differentialgleichung und wird als bekannt vorausgesetzt. Nach Gill ist (x_0+h, u_1) eine Näherungslösung für das ebenfalls auf der Lösungskurve liegende Wertepaar (x_1, y_1) , wobei h die Schrittweite des Verfahrens und

$$u_1 = y_0 + \frac{1}{6} \cdot k_1 + \frac{1}{3} (1 - \sqrt{0,5}) \cdot k_2 + \frac{1}{3} (1 + \sqrt{0,5}) \cdot k_3 + \frac{1}{6} \cdot k_4 \quad (7.55)$$

die Näherungslösung für y_1 darstellen. Die darin enthaltenen Koeffizienten sind

$$k_1 = h \cdot f(x_0, y_0)$$

$$k_2 = h \cdot f\left(x_0 + \frac{h}{2}, v_1\right) \quad (7.56)$$

$$k_3 = h \cdot f\left(x_0 + \frac{h}{2}, v_2\right)$$

$$k_4 = h \cdot f(x_0 + h, v_3)$$

mit

$$v_1 = y_0 + \frac{1}{2} \cdot (k_1 - 2q_0h)$$

$$v_2 = v_1 + (1 - \sqrt{0,5}) \cdot (k_2 - q_1h) \quad (7.57)$$

$$v_3 = v_2 + (1 + \sqrt{0,5}) \cdot (k_3 - q_2h)$$

$$v_4 = v_3 + \frac{1}{6} \cdot (k_4 - 2q_3h)$$

und

$$q_1 = q_0 + 3 \cdot \left(\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{k_1}{h} - 2q_0 \right) \right) - \frac{1}{2} \cdot \frac{k_1}{h}$$

$$q_2 = q_1 + 3 \cdot \left((1 - \sqrt{0,5}) \cdot \left(\frac{k_2}{h} - q_1 \right) \right) - (1 - \sqrt{0,5}) \frac{k_2}{h}$$

$$q_3 = q_2 + 3 \cdot \left((1 + \sqrt{0,5}) \cdot \left(\frac{k_3}{h} - q_2 \right) \right) - (1 + \sqrt{0,5}) \frac{k_3}{h}$$

$$q_4 = q_3 + 3 \cdot \left(\frac{1}{6} \cdot \left(\frac{k_4}{h} - 2q_3 \right) \right) - \frac{1}{2} \cdot \frac{k_4}{h}$$

(7.58).

8 Literaturverzeichnis

- [1] R. Blickhan: „Dehnungen im Aussenskelett von Spinnen“, Dissertation, Universität Frankfurt am Main, 1983
- [2] A. Albrecht, O. Birli, E. Kallenbach: „Entwurfsprozeß von Mikroaktuatoren“, Zwischenbericht zum Verbundprojekt „Untersuchungen zum Entwurf von Mikrosystemen“, Hrsg. VDI/VDE-Technologiezentrum, S. 25-35, 1992-1994
- [3] P. Ruther, W. Bacher, K. Feit: „Entwicklung eines LIGA-Mikrosystems zur Messung mechanischer Eigenschaften von Mikroproben“, Dissertation, Universität Karlsruhe, 1997
- [4] U. Wallrabe, W. Menz, J. Mohr, M. Schaufler, M. Schwörer: „Radial and Axial-Flow Microturbines Providing Power Output“, Proc. Int. Symposium on Microsystems, Intelligent Materials and Robots, MIMR'95, Sendai, Japan, 1995, pp. 49-52
- [5] U. Wallrabe, J. Mohr, I. Tesari, K. Wulff: „Power Characteristics of 3-d Operated Microturbines for Minimally Invasive Therapy.“, Proc. IEEE Micro Electro Mechanical Systems, MEMS'96, San Diego, USA, 1996, IEEE Catalog Number 96CH35856, pp. 462-466
- [6] W. Menz, J. Mohr: „Mikrosystemtechnik für Ingenieure“, 2. erw. Auflage, Weinheim:VCH, 1997
- [7] W. Nachtigall: „Technische Biologie und Bionik“, W. Nachtigall (ed.), Biona report; 8, Stuttgart: Fischer, 1992
- [8] E. W. Becker, W. Ehrfeld, P. Hagmann, A. Mahner, D. Münchmeyer: „Herstellung von Mikrostrukturen mit großem Aspektverhältnis und großer Strukturhöhe durch Röntgentiefenlithographie mit Synchrotronstrahlung, Galvanoformung und Kunststoffabformung (LIGA-Verfahren)“, KfK-Bericht 3995, Kernforschungszentrum Karlsruhe, 1985
- [9] R. F. Foelix: „Biologie der Spinnen“, 2. erw. Auflage, Stuttgart: Thieme, 1992
- [10] D. A. Parry, R. H. J. Brown: „The Hydraulic Mechanism of the Spider Leg“, Journal of experimental biology, Cambridge, 36.1959, pp. 423-433
- [11] B. Rogge, J. Schulz, J. Mohr: „Entwicklung, Optimierung und Test von elektromagnetischen Linearaktoren basierend auf LIGA-Mikrotechnik, Dissertation, Universität Karlsruhe, 1996
- [12] J. Volmer (Hrsg.), Autorenkollektiv: „Getriebetechnik“, 2. Auflage, VEB Verlag Technik, Berlin, 1973
- [13] M. Horie, H. Funabashi, K. Ogawa, H. Abe: „Dynamic Characteristics of Planar Link Mechanisms with Clearances“ (Conditions of Separation Occurrence between Pairing Elements), Bulletin of JSME, Vol. 29, No. 252, 1986, pp. 1888-1894

-
- [14] M. Horie, H. Funabashi, K. Ogawa, H. Abe: „Dynamic Characteristics of Planar Link Mechanisms with Clearances“ (Restraints of Separations between Pairing Elements), Bulletin of JSME, Vol. 29, No. 252, 1986, pp. 1895-1900
- [15] J. Becker, H.-J. Dreyer, W. Haacke, R. Nabert: „Numerische Mathematik für Ingenieure“, Stuttgart: Teubner, 1977
- [16] H. Kuchling: „Taschenbuch der Physik“, 12. Auflage, Thun; Frankfurt/Main: Deutsch, 1989
- [17] A. H. Meyer: „Thin Cantilever Beams“, Machine Design, Vol. 37, September 1965, pp. 147-149
- [18] J. M. Paros, L. Weisbord: „How to design FLEXURE HINGES“, Machine Design, Vol. 37, November 1965, pp. 151-156
- [19] W. Beitz (Hrsg.), K.-H. Küttner (Hrsg.): „Dubbel/Taschenbuch für den Maschinenbau“, 16. Auflage, Berlin; Heidelberg; New York; London; Paris; Tokyo: Springer, 1987
- [20] C. Hauck, A. Schneiders: „Optimieren der Schmelzkerntechnik für das Thermoplast-Spritzgießen“, Kunststoffe, Vol. 77, Dezember 1987
- [21] F. Sonnefeld: „Schmelz- und Lösekerntechniken für Klein- und Nullserien“, Diplomarbeit Universität Karlsruhe (Inst. für Werkstoffkunde I), März 1997
- [22] M. Köhler: „Ätzverfahren für die Mikrotechnik“, WILEY-VCH: Weinheim, 1998
- [23] B. Dolezel: „Die Beständigkeit von Kunststoffen und Gummi“, 1. Auflage, München: Hanser, 1987
- [24] H. Domininghaus: „Die Kunststoffe und ihre Eigenschaften“, 3. Auflage, Düsseldorf: VDI-Verlag, 1988
- [25] W. Hofmann: „Kautschuk-Technologie“, Leverkusen: Bayer, 1975, Zugl. Aachen Techn. Hochsch.: Habil.-Schr., 1975
- [26] V. Piottter, T. Hanemann, R. Ruprecht, J. Haußelt, A. Thies: New developments in fabrication of microstructures, SPIE Conference Micromachining & Microfabrication (Austin TX), Vol.3223, 1997, pp. 91-99
- [27] O. Schwarz: „Kunststoffverarbeitung“, 5. Auflage, Würzburg: Vogel, 1989
- [28] A. Ruzzu, K. Bade, J. Fahrenberg, D. Maas: „Positioning system for catheter tips based on an active microvalve system“, J. Micromech. Microeng. 8, 1998, pp. 161-164
- [29] E. Macherauch: „Praktikum in Werkstoffkunde“, 8. Auflage, Braunschweig: Vieweg, 1989