

Entwicklung und Charakterisierung dehnungsbasierter Kraft- und Momentensensoren für medizinische Anwendungen

Von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Ingenieurwissenschaften
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Master of Science
Ulrich Nolten
aus Haan (Rheinland)

Berichter: Universitätsprofessor Dr. rer. nat. Wilfried Mokwa
Universitätsprofessor Dr. rer. nat. Werner Karl Schomburg

Tag der mündlichen Prüfung: 19.04.2013

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online verfügbar.

The pure and simple truth is
rarely pure and never simple.

(O. Wilde)

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Zielsetzung	2
2	Stand der Technik	5
2.1	Dehnungsmessstreifen	5
2.2	Kraftsensoren	14
2.3	Kraftmessung in der Medizin	18
2.3.1	Kraftmessung in Implantaten	19
2.3.2	Intraoperative Kraftmessung	28
3	Theoretische Grundlagen	37
3.1	Elastizitätstheorie	37
3.1.1	Elastizitätsgesetz	38
3.2	Widerstand eines Leiters	42
3.2.1	Der piezoresistive Effekt	44
3.3	Metall-Halbleiter-Kontakte	50
3.4	Dehnungsmessstreifen	51
3.4.1	Grundlagen	51
3.4.2	Befestigung	56
3.4.3	Abdeckmaterialien	59
3.5	Auslesen von DMS	60
3.6	Kraft- und Momentensensoren	63
3.6.1	Aufbau von Kraftsensoren	64
3.6.2	Aufbau eines einachsigen Kraftsensors	64
3.6.3	Aufbau von Kraftsensoren für mehrere Kraftkomponenten	65
3.6.4	Kalibrierung von Kraftsensoren	67
4	Materialien und Methoden	69
4.1	Herstellungsprozesse der DMS	69
4.1.1	Herstellung der metallischen DMS	69
4.1.2	Herstellung der piezoresistiven DMS	72

4.2	Hergestellte Dehnungsmessstreifen	77
4.2.1	Metallische Dehnungsmessstreifen und Sensorfolien	77
4.2.2	Piezoresistive Dehnungssensoren	78
4.3	Aufbau- und Verbindungstechnik	83
4.3.1	Metallische Dehnungsmessstreifen	83
4.3.2	Piezoresistive Dehnungsmessstreifen	87
5	Charakterisierung der Dehnungsmessstreifen	91
5.1	Versuchsbeschreibungen	91
5.1.1	Bestimmung des k-Faktors	91
5.1.2	Bestimmung der Temperaturabhängigkeit	97
5.1.3	Versuche zur Sterilisierbarkeit	98
5.1.4	Metall-Halbleiter-Kontakte	100
5.2	Ergebnisse	103
5.2.1	Metallische Dehnungsmessstreifen	103
5.2.2	Halbleiter-Dehnungsmessstreifen	110
5.3	Auswertung und Interpretation der Ergebnisse	113
5.3.1	Metallische DMS	113
5.3.2	Halbleiter-DMS	116
6	Anwendungen	119
6.1	Positionskorrektur beim automatisierten Fräsen von Knochenzement	119
6.1.1	Modellbildung	121
6.1.2	Sensorintegration am Fräaserschaft	124
6.1.3	Diskussion der Ergebnisse	126
6.2	Sensorclip zur Kraftmessung	127
6.2.1	Mechanischer Aufbau	128
6.2.2	Sensorfolie	132
6.2.3	Montage	133
6.2.4	Charakterisierung	135
6.2.5	Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse	139
6.3	Universeller Kraft- und Momentensensor	139
6.3.1	Mechanischer Aufbau	140
6.3.2	Sensorfolie	141
6.3.3	Montage	142
6.3.4	Charakterisierung	143
6.3.5	Diskussion der Ergebnisse	146

7 Zusammenfassung und Ausblick	149
7.1 Zusammenfassung	149
7.2 Ausblick	151
Literaturverzeichnis	153
A Isotropiebedingungen	173
B Auswertungselektronik	175
B.1 Zielsetzungen	175
B.2 Hauptplatine	176
B.2.1 Spannungsversorgung	177
B.2.2 Mikrocontroller	178
B.2.3 Analog-Digital-Wandler	178
B.2.4 Drahtlose Kommunikation	179
B.2.5 Realisierung	183
B.3 Verstärkerplatine	184
B.4 Mikrocontrollerprogramm	186
B.4.1 Serielle Kommunikation	186
B.4.2 Drahtlose serielle Schnittstelle	188
B.5 Schaltpläne	189
B.5.1 Hauptplatine	189
B.5.2 Verstärkerplatine	190
Abbildungsverzeichnis	195
Tabellenverzeichnis	197
Lebenslauf	199
Veröffentlichungen	201
Danksagung	203

Abkürzungsverzeichnis

Au	Gold
BOX	buried oxide
CMP	Chemisch-mechanisches Polieren
cTLM	circular Transfer-Length-Method
DMS	Dehnungsmessstreifen
DRIE	Reaktive Ionentiefenätzen (<i>deep reactive ion etching</i>)
DUT	Device under test
FEM	Finite-Elemente-Methode
GPIB	General Purpose Interface Bus (auch: General Purpose Instrumentation Bus)
ITO	Indium-Zinn-Oxid
KMS	Kraft- und Momentensensor
KMS	Kraft- und Momentensensor
MIC	Minimalinvasive Chirurgie
MIRC	Minimalinvasive robotische Chirurgie
PCM	Pulse-Code-Modulation
PE	Polyethylen
PEEK	Polyetheretherketon
PI	Polyimid
PIM	Puls-Intervall-Modulation
Pt	Platin
Si	Silizium
SOI	Silicon on Insulator
TCR	Widerstandstemperaturkoeffizient
TEP	Totale Endoprothese
THA	<i>total hip arthroplasty</i> (vollständiges, künstliches Hüftgelenk)
Ti	Titan
UHMWPE	ultra-high molecular weight Polyethylen

α_ρ	Temperaturkoeffizient des spezifischen Widerstandes
α_L	linearer Ausdehnungskoeffizient
α_R	Widerstandstemperaturkoeffizient
χ_s	Elektronenaffinität des Halbleiters
ΔR	Änderung des Ohm'schen Widerstandes
δ_{ij}	Kronecker-Delta
ν	Poissonzahl
ϕ_b	Höhe der Schottky-Barriere
ϕ_m	Austrittsarbeit eines Elektrons aus einem Metall
ϕ_s	Austrittsarbeit eines Elektrons aus einem Halbleiter
π_l	longitudinaler piezoresistiver Koeffizient
π_t	transversaler piezoresistiver Koeffizient
π_{ij}	piezoresistive Koeffizienten
Ψ, Φ, Θ	Eulerwinkel
σ	mechanische Spannung
σ_F	Fließgrenze der mechanischen Spannung
σ_P	Proportionalitätsgrenze der mechanischen Spannung
σ_{ij}	Komponente des mechanischen Spannungstensors
ε	mechanische Dehnung
ε_l	Längsdehnung
ε_q	Querdehnung
ε_{ij}	Komponente des mechanischen Dehnungstensors
ε_{pl}	plastische Dehnung
ϱ	spezifischer elektrischer Widerstand
ϑ	Temperatur
C	Bridgman-Konstante
c_{ijkl}	Koeffizienten des mechanischen Spannungstensors
E	Elastizitätsmodul
E_c	Energieniveau des Leitungsbandes
E_F	Ferminiveau
E_{vac}	Energieniveau des Vakuums
E_v	Energieniveau des Valenzbandes
h_g, l_g, b_g	Abmessungen des Messgitters eines DMS
I	elektrischer Strom
j_i	Komponente des Stromdichtevektors
k	k-Faktor
k_l	<i>k-Faktor</i> in Richtung der Längsdehnung ε_l
k_q	<i>k-Faktor</i> in Richtung der Querdehnung ε_q

l, b, h	geometrische Abmaße (Länge, Breite, Höhe)
N_A	Akzeptorkonzentration
N_D	Donatorkonzentration
R	Ohm'scher Widerstand
U	elektrische Spannung
V	Volumen
F	Kraft

1 Einleitung

1.1 Motivation

Die durchschnittliche Lebenserwartung in Europa und den USA ist in den letzten Jahrzehnten stetig gestiegen. Darüber hinaus haben das durchschnittliche Körpergewicht und der Grad der Aktivität von Europäern und Nordamerikanern zugenommen. Alle diese Faktoren führen zu einer erhöhten Belastung der Gelenke [CRS06]. Besonders betroffen davon sind die Hüfte und das Knie, die mit einem Großteil des Körpergewichtes belastet werden. Durch die erhöhte Belastung wird die Knorpelschicht in den Gelenken zerstört, bis schließlich die beiden anliegenden knöchernen Strukturen in Kontakt kommen, was zu Schmerzen während der Bewegung führt. Der über das altersübliche Maß hinausgehende Verschleiß von Gelenken wird als *Arthrose* bezeichnet. Durch Schmerzen bei Bewegung der Gelenke werden diese Patienten nicht nur in ihrer Lebensqualität eingeschränkt, sondern können aufgrund der aus den Schmerzen resultierenden verringerten Bewegung auch an Folgekrankheiten erkranken [SLW90]. Durch die geringere Aktivität sinkt zunächst die Ausdauer. Folge davon können Belastungen des Herz-Kreislaufsystems sein.

Bei der Therapie der *Arthrose* wird heute üblicherweise zunächst konventionell vorgegangen: die Therapie umfasst die Einnahme entzündungshemmender Medikamente, Gewichtsreduktion, die Einschränkung belastender Bewegungen oder die Anwendung von Gehhilfen [HS90]. Aber auch eine spezielle Krankengymnastik ist für diese Patienten vorteilhaft [SLW90]. Sind die konventionellen Therapien nicht erfolgreich und ist das Krankheitsbild stark ausgeprägt, so kommt ein Gelenkersatz in Betracht. Jedoch wird diese Therapie erst bei Patienten ab dem sechsten Lebensjahrzehnt angewandt, da Gelenkprothesen eine begrenzte Lebensdauer haben. Aufgrund der eingangs genannten Faktoren verwundert es dennoch nicht, dass es mittlerweile eine Vielzahl von Gelenkersatzoperationen gibt, die Patienten helfen, sich wieder schmerzfrei bewegen zu können. So wurden im Jahre 2007 in Deutschland etwa 157.000 Erstimplantationen bei Hüftgelenksprothesen und 23.000 Revisionsoperation durchgeführt [BQS09]. Dazu kommen noch 143.000 Erstimplantationen beim Kniegelenkersatz. Trotz viel Erfahrung mit diesen Gelenken gibt es immer noch Probleme mit eingesetzten Prothesen, die auch auf den Chirurgen selber zurückzuführen sind. So kann eine falsch platzierte Prothese nicht richtig funktionieren und vorzeitig verschleiß. Die Platzierung von Prothesen ist durch eine computerunterstützte Planung und Navigation während der Operation mittlerweile deutlich genauer geworden und liefert bessere Er-

gebnisse [JB01, SLE⁺07, HNY⁺08]. Eine weitere Ursache für Komplikationen – gerade im Kniegelenk – können zu stark oder zu schwach gespannte Bänder im Gelenk nach Einsetzen der Prothese sein. Die Bandspannung wird über eine Kraftmessung im Kniegelenk eingestellt. Dabei wird das Knie mit einer „definierten Kraft“ gespreizt und der Gelenkspalt gemessen. So kann das Implantat genau eingepasst werden. Jedoch findet diese „Kraftmessung“ immer noch durch die Hand des Chirurgen statt, indem dieser das Knie auseinander zieht. Dies ist dadurch begründet, dass Chirurgen konservativ sind und ihrem Seh- und Tastsinn sowie ihrer Erfahrung mehr als Technik vertrauen [ZBGI91]. Weiterhin möchten Ärzte gelernte und verinnerlichte Techniken beziehungsweise Praktiken ungern aufgeben [YS07]. Es ist ersichtlich, dass durch Auseinanderziehen des Gelenks und schätzen der Kraft sehr unterschiedliche Ergebnisse zustande kommen. Hier kann eine Messung der Kraft mit dedizierten Messgeräten deutlich genauere und objektivere Ergebnisse bringen.

1.2 Zielsetzung

Medizinische Instrumente mit integrierter Kraftmessung sind kaum verfügbar. Dagegen eignen sich Kraftsensoren, die für den industriellen Einsatz bestimmt sind, nicht für den Einsatz in medizinischen Applikationen, da sie nicht sterilisierbar sind. Außerdem besitzen diese Kraftsensoren in der Regel eine zu große Bauform. Daher sind im Rahmen der vorliegenden Arbeit Untersuchungen zur Entwicklungen solcher Kraftsensoren und die Integration in chirurgische Instrumente durchgeführt worden.

Ein vollständiges System zur Kraft-, Momenten- oder Wegmessung umfasst dabei meh-



Abbildung 1.1: Aufbau und Elemente eines Messsystems

rere Ebenen, wie in Abbildung 1.1 dargestellt. Neben dem eigentlichen Sensor wird eine Auswertungselektronik zur Aufnahme und Digitalisierung der Messsignale benötigt, um

diese darstellen zu können. Der Sensor beruht dabei auf dem Prinzip der dehnungsbasierten Messung. Dabei werden mechanische Dehnungen infolge von äußeren Kräften an definierten Stellen auf elastischen Probekörpern gemessen. Da die äußeren Kräfte zu einer definierten elastischen Verformung führen, können so ebenfalls Wegstrecken an definierten Punkten des Probekörpers gemessen werden. Zur besseren Ausrichtung der einzelnen Dehnungssensoren zueinander können Sensorfolien verwendet werden, auf denen mehrere Dehnungssensoren angebracht sind. Auf der untersten Ebene des Systems befinden sich schließlich die einzelnen Sensorzellen, mit denen die Dehnung gemessen wird. Dabei können verschiedene Arten von Dehnungssensoren eingesetzt werden.

Im Einzelnen sind im Rahmen der vorliegenden Arbeit folgende Punkte bearbeitet worden:

- Entwicklung und Charakterisierung von Sensorzellen (metallische und piezoresistive Dehnungsmessstreifen)
- Entwicklung von Sensorfolien auf Basis der entwickelten Sensorzellen
- Implementierung der Sensorfolien in Kraft-, Momenten- oder Wegsensoren auf Probekörper (autarke Kraftsensoren oder Integration in Instrumente)
- Entwicklung einer Auswertungselektronik zur Datenaufnahme, Digitalisierung und Bereitstellung an einen PC

Als Sensorzellen sind metallische Dehnungsmessstreifen und piezoresistive Dehnungssensoren auf der Basis von Silizium untersucht worden, welche eine höhere Empfindlichkeit aufweisen. Die Integration der Sensoren erfolgte dabei in drei Anwendungen, die am Ende der Arbeit beschrieben werden.

2 Stand der Technik

Dieses Kapitel gibt einen Überblick über Forschungsaktivitäten, welche relevant für das Thema dieser Arbeit sind. Dabei wird zunächst auf die Entwicklung des Dehnungsmessstreifens eingegangen und anschließend seine Anwendung in der Kraft- und Momentenmessung erörtert. Schließlich werden Projekte zur Messung von Kräften in biomedizinischen und dabei speziell orthopädischen Anwendungen vorgestellt. Dabei wird sowohl auf die intraoperative Messung von Kräften als auch auf die Langzeitmessung von Kräften und Momenten im menschlichen Körper eingegangen.

2.1 Dehnungsmessstreifen

Im Jahre 1856 entdeckte William Thomson [Tho56] den Effekt, dass sich der Widerstand eines Metalldrahtes unter mechanischer Dehnung ändert. Der Messeffekt – die Änderung des elektrischen Widerstandes unter Dehnung – beruht dabei hauptsächlich auf der Änderung der Geometrie des Drahtes unter Dehnung: In Richtung der aufgetragenen Dehnung wird er länger und gleichzeitig verringert sich seine Querschnittsfläche, was zu einer Erhöhung des Widerstandes führt. Neben der Geometrie ändert sich außerdem der spezifische Widerstand ρ des Materials unter Dehnung. Bis auf wenige Ausnahmen ist der Effekt in Metallen jedoch nur gering ausgeprägt. Der meiste Teil der Widerstandsänderungen kommt durch eine Veränderung der Geometrie. Während der geometrische Anteil immer eine Erhöhung des Widerstandes hervorruft, kann die Änderung des spezifischen Widerstandes unter Dehnung sowohl positiv als auch negativ sein. An Proben aus Nickeldraht wurde beispielsweise eine Verringerung des Widerstandes unter Dehnung gemessen. Dies bedeutet, dass für dieses Material der Einfluss der Änderung des spezifischen Widerstandes stärker ins Gewicht fällt und in der Summe zu einer Widerstandsverringering führt. Untersuchungen dazu wurden von Bridgman [Bri22, Bri25, Bri32], Druyvesteyn [Dru51], und Kuczynski [Kuc54] durchgeführt. Bei der Bestimmung der Dehnungsempfindlichkeit wurden jedoch unterschiedliche Ergebnisse für gleiche Widerstandsmaterialien gefunden, die mit der Größe der Proben und deren Herstellungsverfahren zusammenhingen. So beeinflusst beispielsweise die Umformrichtung bei Blechen die Ausprägung der Widerstandsänderung. Sehr viel stärker ausgeprägt als in Metallen ist die Änderung des spezifischen Widerstandes unter mechanischer Dehnung in Halbleitern wie Silizium und Germanium [Smi54] oder in bestimmten Metalloxiden wie Rutheniumoxid [PMCR89] oder Iridiumdioxid [TMPG01]. Genauer wird dieses

als *Elastowiderstandseffekt* oder *piezoresistiver Effekt* bezeichnete Phänomen in Abschnitt 3.2.1 betrachtet.

Nach dieser Entdeckung von William Thomson im Jahre 1856 dauerte es allerdings noch etwa 80 Jahre, bis der Effekt technisch zur Messung von Dehnungen genutzt wurde und erste Dehnungsmessstreifen entwickelt wurden. Diese wurden in ersten Versuchen aus einem speziellen Gewebe hergestellt, dessen Kettfäden aus Seide und dessen Schussfäden aus dünnem Widerstandsdraht bestanden. Solch ein Gewebe konnte auf einen anderen Körper aufgeklebt werden und die Dehnung des Körpers so über die Veränderung des Widerstandes des Drahtes gemessen werden. Die Dehnung wird durch das Aufkleben vom Werkstück auf den Draht übertragen. Allerdings musste hier noch für eine elektrische Isolierung des Drahtes gegenüber dem Werkstück, auf dem die Dehnungen gemessen werden sollten, gesorgt werden.

Die Entwicklung des Dehnungsmessstreifens zur Form, wie er heute verwendet wird, wurde vor allem durch Arthur C. Ruge vorangetrieben. Er verwendete dünnen Widerstandsdraht und klebte diesen mäanderförmig auf Seidenpapier. Das Seidenpapier erfüllt dabei mehrere Funktionen: zum einen bietet es eine elektrische Isolierung und zum anderen dient es als Substrat für den Widerstandsdraht und hält diesen in seiner Form. So kann der Draht einmal während der Produktion platziert und fixiert werden und der Anwender hat es dadurch wesentlich einfacher, den Dehnungsmessstreifen zu applizieren. Weiterhin sorgt das Trägermaterial für eine gute Übertragung der Dehnung von dem Körper, an dem die Dehnung gemessen werden soll, hin zum Widerstandsdraht. So entstand die Idee des Dehnungsmessstreifens, wie er heute auch noch Verwendung findet [Hof87].

Der erste kommerziell vertriebene Dehnungsmessstreifen mit einem Messgitter aus Metall wurde von Ruge und Simmons unter dem Markennamen *SR-4* vertrieben. Ein Foto eines solchen Dehnungsmessstreifens ist in Abbildung 2.1 dargestellt. Er basiert auf dem erwähn-

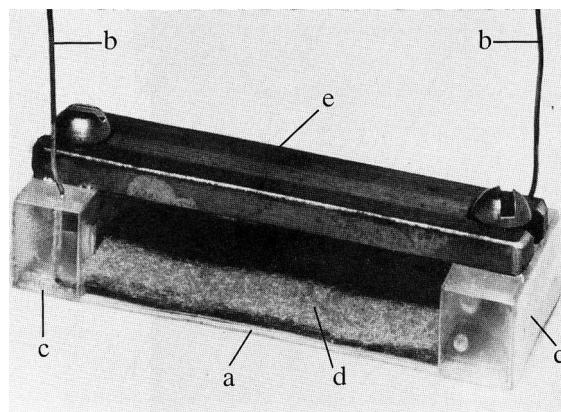


Abbildung 2.1: Erster serienmäßig hergestellter DMS System Ruge. Er besteht aus den Bauteilen: (a) Messgitter auf Papier, (b) Anschlussleitungen, (c) Isolierböcke, (d) Filzabdeckung zum Schutz des Messgitters, (e) Hilfbügel, der nach der Applikation entfernt wird. (aus [Hof87])

ten Prinzip eines auf einem Substrat aufgetragenen Widerstandsmaterials: Auch hier wurde ein Messgitter aus Draht auf einem Papier aufgeklebt. Daran sind bereits schon Anschlussleitungen angebracht. Zum Schutz vor mechanischen Beschädigungen ist das Messgitter mit einer Filzabdeckung geschützt. Und zur besseren Positionierung auf dem Werkstück ist ein Hilfsbügel am DMS angebracht, der nach dem Anbringen entfernt wird. Man sieht einen solchen Dehnungsmessstreifen in Abbildung 2.1. Dort wird deutlich, dass der DMS sehr viel aufwändiger, größer und komplizierter im Aufbau ist als heute übliche Dehnungsmessstreifen.

Aktuell werden DMS nur noch in Sonderfällen aus Draht hergestellt. Durch das Verfahren der fotolithographischen Strukturierung von Metallschichten ist die Herstellung von Dehnungsmessstreifen deutlich einfacher geworden: Dehnungsmessstreifen werden heute üblicherweise auf Grundlagen der Leiterkartentechnik hergestellt, wobei eine Metallfolie durch Ätzen strukturiert wird [Win92]. Zur Herstellung von DMS wird zunächst eine dünne Metallfolie auf der einen Seite mit dem Trägermaterial und auf der anderen Seite mit einem fotoempfindlichen Lack laminiert. Als Trägermaterial dienen Folien aus Kunststoff - heute üblicherweise aus Polyimiden oder Phenolharzen. Der Lack kann über einen Fotolithographie-Schritt strukturiert werden und dient so als Ätzmaske zum Strukturieren der Metallfolie. Die durch den Lack abgedeckten Stellen werden vor dem Angriff des Ätzmediums geschützt. So können beliebige Formen von DMS aus dieser Metallfolie gefertigt werden. Das Messgitter wird anschließend von einer zweiten Folie als Schutz gegen Beschädigung und Umwelteinflüsse verkapselt. Schließlich werden noch die Kontaktflächen weiter behandelt, um sie für die Kontaktierung der Messleitungen vorzubereiten. Der Vorteil dieses Herstellungsverfahrens ist, dass so Dehnungsmessstreifen automatisiert und kostengünstig gefertigt werden können. Außerdem ist es möglich, beliebige Formen von Dehnungsmessstreifen so herzustellen.

Wie bereits erwähnt, werden heute fast ausschließlich die zuletzt vorgestellten Folien-DMS verwendet. Jedoch für Sonderanwendungen kommen auch noch Dehnungsmessstreifen aus Draht zum Einsatz, wie sie von Ruge und Simmons entwickelt wurden. Dazu gibt es verschiedene Möglichkeiten, den Draht zu verarbeiten. Einen Überblick über die Aufbauarten von Dehnungsmessstreifen gibt Abbildung 2.2. Hier sieht man zunächst zwei Möglichkeiten, Dehnungsmessstreifen aus Draht herzustellen. Während der Draht in Abbildung 2.2a flach auf das Substrat gelegt und befestigt wird, zeigt Abbildung 2.2b einen Aufbau, bei dem der Draht um eine Trägerschicht herum gewickelt und anschließend auf dem Substrat befestigt wird. Dies hat den Vorteil einer einfacheren Herstellung, bietet jedoch durch die zwei Trägerschichten eine erhöhte Steifigkeit, welche sich beim Aufbringen auf Werkstücke mit einem geringen Elastizitätsmodul – beispielsweise Kunststoffe – oder geringem Querschnitt nachteilig auswirken kann, da so an der Messstelle durch die Versteifung mit dem DMS eventuell weniger Dehnung auftritt. Der heute am meisten gebrauchte Typ von Dehnungs-

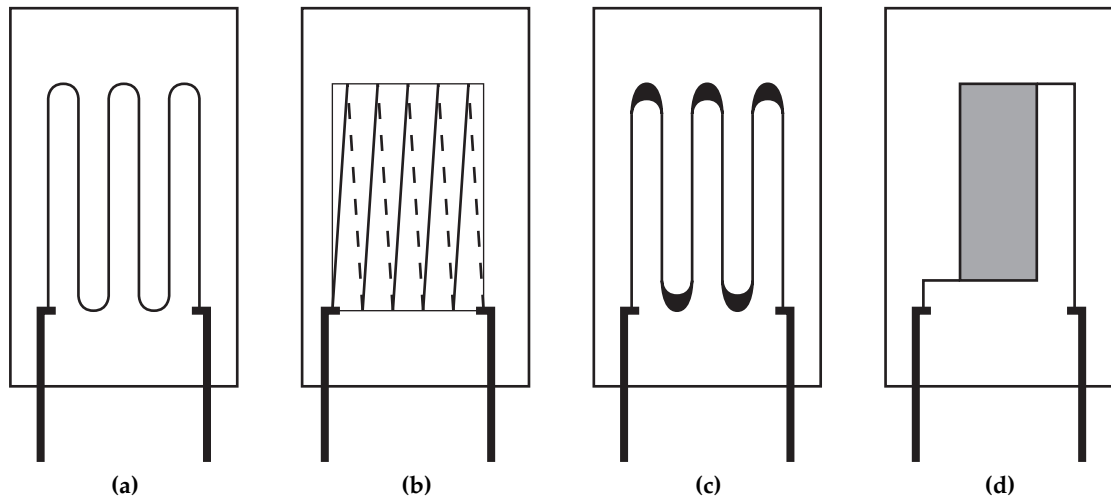
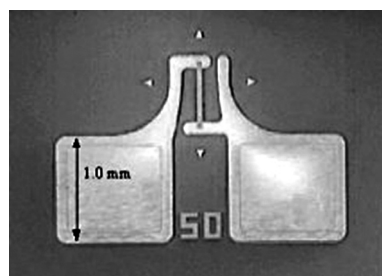


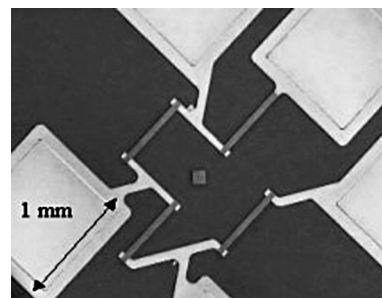
Abbildung 2.2: Bauarten von Dehnungsmessstreifen: (a) flach gewickelter Draht-DMS, (b) rund gewickelter Draht-DMS, (c) Folien-DMS, (d) DMS mit einem Halbleiterelement (grau).

messstreifen ist der Folien-DMS, welcher in Abbildung 2.2c zu sehen ist. Als Letztes ist der Aufbau eines Halbleiter-DMS in Abbildung 2.2d gezeigt. Dabei wird auf dem Substrat ein Halbleiter-Widerstandselement positioniert, welches über Metallanschlüsse kontaktiert wird. Dieser Typ bietet durch den stark ausgeprägten piezoresistiven Effekt bei Halbleitern eine höhere Empfindlichkeit, ist aber auch meist teurer in der Herstellung. Dieser Nachteil bewirkt, dass Halbleiter-DMS heute lediglich für Spezialanwendungen genutzt werden. Oft genügt die Empfindlichkeit von metallischen DMS in Kombination mit einer guten Auswertungselektronik den Anforderungen der Messaufgabe.

Eine weitere Möglichkeit der Dehnungsmessung ist die direkte Integration von Dehnungs-



(a) einzelner piezoresistiver DMS



(b) Wheatstone'sche Messbrücke

Abbildung 2.3: Piezoresistive Dehnungsmessstreifen auf Polyimidfolie (aus [NAS01]).

messstreifen in Bauteile. So kann eine nochmalige Miniaturisierung erreicht werden. Ein System mit Platin-Dehnungsmessstreifen zur Messung des intraokularen Drucks, welches in eine weiche Kontaktlinse integriert ist, wurde von Leonardi vorgestellt [LLB⁺03, Leo07].

Diese Linse ermöglicht die kontinuierliche Messung des Augeninnendrucks bei Glaukompatienten. Dabei wurde ein kreisförmiger Dehnungsmessstreifen aus Platin auf einem Polyimidsubstrat entwickelt und in eine Linse aus Silikon eingebettet. Mittels telemetrischer Datenübertragung konnte so der Augeninnendruck über den Zeitraum eines Tages gemessen werden. Weiterhin kommen Dehnungsmessstreifen auch bei taktilen Sensoren zur Anwendung. So wurden von Engel [ECL03] Polyimidfolien mit integrierten Dehnungsmessstreifen aus einer NiCr-Legierung hergestellt. Diese Folien besaßen Erhebungen mit darunter liegenden Hohlräumen. So konnten diese Erhebungen durch Kontaktkräfte einfach verformt werden. Ebenfalls konnte so die Verformung mittels des Dehnungsmessstreifens gemessen werden. Zur örtlichen Auflösung wurden 10x10 Sensoren in einer Matrix hergestellt. Jeweils ein Anschluss jedes Dehnungsmessstreifens einer Spalte bzw. Zeile ist mit den anderen verbunden, so dass die Zahl der Kontakte nach Außen auf 20 reduziert wird. Die Sensoren besitzen jedoch einen sehr geringen *k-Faktor*¹⁾ von 1,3. Weitere Konzepte für taktile Sensoren sind das Einbetten von Silizium-Kraftsensoren [BBA85] oder Drucksensoren [BHDR95] in Polyimidfolie.

Frei applizierbare Halbleiter-Dehnungsmessstreifen auf einem Polyimid-Substrat wurden von Nagy et al. [NAS01] vorgestellt. Diese sollen sich in der Handhabung und vom Preis nicht von metallischen Dehnungsmessstreifen unterscheiden, jedoch eine erhöhte Empfindlichkeit aufweisen. Letztere liegt im Vergleich zu metallischen Dehnungsmessstreifen um den Faktor 50 höher. Die Sensorelemente bestehen im einfachsten Fall aus einem rechteckigen, dünnen Siliziumfilamenten mit einer Länge von 500 μm und einer Breite von 50 μm , wie in Abbildung 2.3a dargestellt. Zu sehen ist das Sensorelement mit den beiden Kontaktflächen aus Aluminium. Dort können Messleitungen über Drahtbonden angebracht werden. Weiter besteht die Möglichkeit, die Oberfläche zum Anlöten von Anschlussleitungen zu verändern. Dafür wird eine Metallisierung aus Gold mit einer darunter liegenden Nickelschicht als Diffusionsbarriere auf die Kontaktflächen aufgebracht. Die Sensorelemente wurden typischer Weise aus p-dotiertem, einkristallinem Silizium hergestellt. Auch mit n-dotiertem Silizium und polykristallinen Dehnungsmessstreifen wurden Versuche durchgeführt. Erstere besitzen einen negativen *k-Faktor*. Durch Verwendung von jeweils zwei p-dotierten und zwei n-dotierten Dehnungsmesselementen in einer Wheatstone'schen Messbrücke kann die Empfindlichkeit zusätzlich gesteigert werden. Eine solche Anordnung ist in Abbildung 2.3b zu sehen. Alle vier Dehnungsmessstreifen sind parallel angeordnet. Durch die unterschiedliche Dotierung erhöhen zwei DMS jedoch ihren Widerstand unter Dehnung, wohingegen der Widerstand der anderen zwei Elemente verringert wird. Mittels dieser Verschaltung der vier einzelnen Sensorzellen können Temperatureffekte – zumindest teilweise – kompensiert werden.

¹⁾ Der *k-Faktor* ist ein Maß zur Bestimmung der Empfindlichkeit eines Dehnungsmessstreifens. Die Definition des *k-Faktors* wird in Abschnitt 3.4 beschrieben.

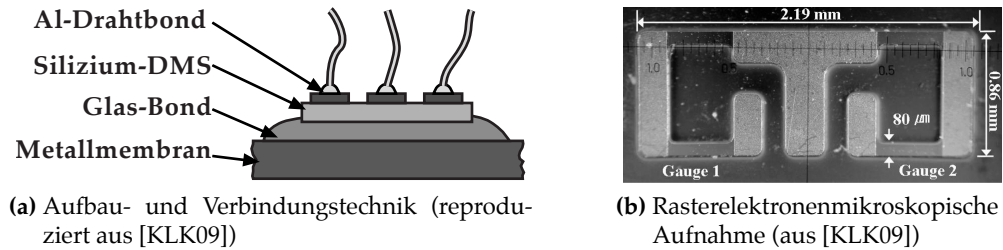


Abbildung 2.4: Ultradünne Dehnungsmessstreifen aus polykristallinem Silizium.

Mohammed et al. [MML08] stellten in Silizium implantierte Widerstände zur Dehnungsmessung in Silizium auf p-dotierten (100)-Substraten vor. Dabei wurden drei Messbrücken mit piezoresistiven Widerständen in den Winkeln 0° - 45° - 90° angeordnet, wobei 0° die 100-Richtung meint. Mit dieser Anordnung ist es möglich, die Hauptspannungen in einem Körper zu messen. Außerdem wurden bei diesem Sensor durch Ätzen von Trenches Merkmale hinzugefügt, die eine bessere Weiterleitung der Dehnung zum Sensor ermöglichen. Ein anderer Ansatz wurde von Kim et al. [KLK09] präsentiert: Hier wurden ultradünne Siliziumscheiben als Träger für piezoresistive Dehnungsmessstreifen benutzt. Diese wurden zunächst mit einer Oxidschicht zur Isolation der Dehnungsmessstreifen gegenüber dem Silizium des Wafers versehen. Auf diesem Substrat wurde anschließend eine schwach p-dotierte (Bor, $n = 10^{15} \text{ cm}^{-3}$) Polysiliziumschicht abgeschieden und danach eine Schicht Aluminium als Kontaktmaterial. Anschließend wurden beide Schichten strukturiert, um die Kontaktflächen und die Dehnungsmessstreifen zu definieren. Ein so hergestellter Sensor ist in Abbildung 2.4b zu sehen. Die Chips wurden dann mittels eines Dicing-by-Thinning Prozesses vereinzelt und gleichzeitig auf die Soll-Enddicke von $50 \mu\text{m}$ gebracht. Dazu wurden zunächst von der Vorderseite Gräben um die Chips mittels reaktivem Ionentieftätzen (DRIE) erzeugt. Von der Rückseite wurde der Wafer dann erst durch chemisch-mechanisches Polieren (CMP) und anschließend durch einen weiteren DRIE-Schritt gedünnt. Die so hergestellten Chips mit den zwei Dehnungsmessstreifen wurden zur Anwendung auf einem ebenfalls vorgestellten Kraftsensor vorgesehen. Auf diesem wurden die Chips mittels Glas Fritte Bonden aufgebracht und dann mit Aluminiumdrähten durch Bonden kontaktiert. Beim Glas Fritte Bonden werden Glaspulver mit einem niedrigen Schmelzpunkt von etwa 400°C bis 450°C , wie Blei- oder Blei-Silikat-Gläser, als Paste aufgetragen und in einem Temperaturschritt vorbehandelt, um Lösungsmittel auszutreiben. Der eigentliche Bondschritt erfolgt dann als Thermokompressionsbondschrift [DKEB06, KWF06].

Ein Nachteil von Halbleiter-DMS ist im Allgemeinen die starke Temperaturabhängigkeit des Widerstands. Sie lässt sich durch den Widerstandstemperaturkoeffizienten (TCR) α_R beschreiben. Bei isotropen Leitern setzt sich dieser Koeffizient aus dem Temperaturkoeffizienten

enten α_ρ des spezifischen Widerstandes und dem linearen Ausdehnungskoeffizienten α_L zusammen [Hal68]:

$$\alpha_R = \alpha_\rho - \alpha_L \quad (2.1)$$

Bei Metallen wird der Temperaturkoeffizient des elektrischen Widerstandes hauptsächlich durch α_ρ bestimmt, welcher um den Faktor 100 größer als α_L ist. Bei Dünnschichten aus Polysilizium hingegen liegen die beiden Faktoren in derselben Größenordnung und können sich ausgleichen, so dass $\alpha_R \approx 0$ gilt. Die Forschergruppe um Obermeier untersuchte den Widerstandstemperaturkoeffizienten von piezoresistiven Widerständen aus Polysilizium in einem Mehrschichtsystem aus Silizium-Isolator-Polysilizium [OKH85]. Sie fanden heraus, dass für kleine Dotierungen der zunächst positive TCR mit zunehmender Dotierung kleiner wird und schließlich negative Werte annimmt. Dies gilt sowohl für Phosphor- als auch für Bor-dotierte Schichten. Somit gibt es für beide Dotierstoffe eine Konzentration, für die der TCR Null wird. Neben der Dotierung spielt aber auch die Art der Prozessierung der Widerstände eine Rolle. So wurde gezeigt, dass sich an die Dotierung anschließende Temperaturschritte den TCR ebenfalls verändern. Die Veränderung durch einen Temperaturschritt bei 1000°C in trockener Stickstoffatmosphäre bringt eine deutliche Veränderung der Schichten, die sich auch in einer Verringerung des Schichtwiderstandes zeigt. Mit diesen Erkenntnissen wurden Widerstände hergestellt, die eine sehr geringe Temperaturabhängigkeit des Widerstandes besitzen. Dieser Nulldurchgang des TCR liegt für Bor-dotierte Schichten bei einer Dotierungsdichte von $N_A = 2 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-3}$. Bei Phosphor liegt der Wert bei einer Dotierungsdichte von $N_D = 9 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-3}$. Der *k-Faktor* des Widerstandes liegt dabei für die Bor-dotierten Widerstände $k_l \approx 28$ und für die Phosphor-dotierten Widerstände bei $k_l \approx 15$. Weiterhin bieten polykristalline Dehnungsmesswiderstände gegenüber Widerständen aus einkristallinem Silizium sowohl Vor- als auch Nachteile, die von French [FE89, FE85] zusammengefasst wurden: Als Vorteil stellt sich die freie Formgebung dar, da nicht auf eine Kristallorientierung geachtet werden muss. Durch das Aufwachsen von Polysilizium auf dielektrischen Materialien ist eine gute Isolation des Dehnungswiderstandes gegenüber dem Substrat gewährleistet. Nachteilig hingegen ist das Induzieren von Spannungen in den Schichten durch unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten. Wenn Schichten unter Spannung abgeschieden werden, neigen sie leicht zum Reißen. Als letzter Nachteil ist die Abhängigkeit der Ausprägung des piezoresistiven Effektes durch die Prozessierung zu nennen. Um diese Nachteile zu umgehen, können auch Dehnungssensoren aus einkristallinem Silizium durch eine geeignete Wahl der Dotierung mit verringerter Temperaturabhängigkeit hergestellt werden [TS63]. Auch für Legierungen aus Silber und Indium-Zinn-Oxid (Ag-ITO) bzw. mit nickelhaltigen diamantartigen Kohlenstoffschichten wurden *k-Faktoren* größer als 10 und ein fast nicht vorhandener TCR erreicht [HBG⁺09].

Eine wichtige Anwendung für Dehnungsmessstreifen sind Drucksensoren. Das Grundprinzip einer häufig angewandten Bauart ist die Messung der elastischen Verformung ei-

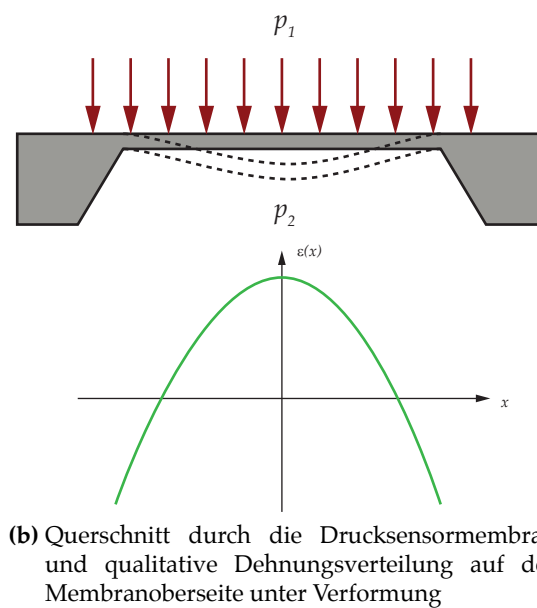
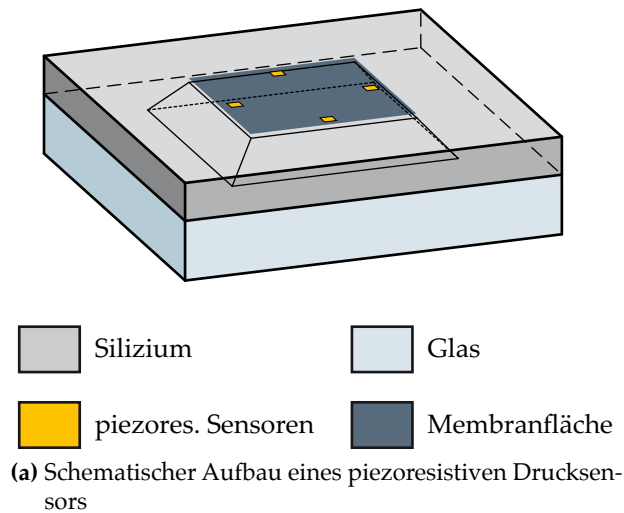


Abbildung 2.5: Aufbau und Funktionsweise eines piezoresistiven Drucksensors

ner Membran. Sie verformt sich abhängig von der an der Ober- und Unterseite der Membran herrschenden Druckdifferenz, wie in Abbildung 2.5b dargestellt. Wie man sieht, entstehen durch die elastische Verformung in der Membran mechanische Spannungen und Dehnungen. Diese können über die Platzierung von Dehnungsmessstreifen auf der Membran gemessen werden. Schematisch ist dies in Abbildung 2.5a zu sehen. Die gelben Rechtecke sind die optimalen Positionen zur Platzierung von Dehnungsmesswiderständen, da hier die größten Dehnungen auftreten. Es werden meist vier Dehnungsmesselemente verwendet, die in einer Wheatstone'schen Messbrücke verschaltet sind. Genauere Informationen über den Aufbau und die historische Entwicklung von piezoresistiven Drucksensoren finden sich in der Literatur [Mes04, KY97, CW79, GW05]. Erste so hergestellte Drucksensoren

soren waren noch recht groß, da hier Dehnungsmessstreifen auf Membranen aus Metall geklebt [ES97] oder gesputtert [NGM⁺93] wurden. Der Membrandurchmesser lag im Bereich einiger Zentimeter. Tufte [TCL62, TL63, TS63] diffundierte über die gesamte Länge einer runden, dünnen Siliziummembran einen piezoresistiven Widerstand ein. Mit Hilfe der Vierdraht-Methode wurde der Widerstand gemessen, der sich mit der Verformung der Membran änderte. Dies war der erste Schritte zu den heute üblichen Drucksensoren in Silizium. Mit Hilfe der Siliziumtechnologie konnte eine Miniaturisierung der Sensoren erreicht werden. Heute können so quadratische Membranen mit einer Kantenlänge von wenigen 100 μm realisiert werden. Dies wurde durch die Entwicklung der folgenden Kernprozesse möglich: Anisotropes Ätzen von Silizium, Ionenimplantation und Anodisches Bonden. Durch das anisotrope Ätzen können Membranen mit einer Dicke von bis zu wenigen Mikrometern hergestellt werden. Durch Ionenimplantation – aber auch durch Diffusion – können kleine, piezoresistive Widerstände zur Messung der Membranverformung in den Sensor eingebracht werden. Die Isolation gegenüber dem Grundmaterial erfolgt durch einen gesperrten pn-Übergang. Die vier Sensoren sind dann über eine Metallisierung miteinander verbunden. Der gesamte Chip wird anschließend durch anodisches Bonden auf einem Glaswafer befestigt. So ist es möglich, die Kavität unter der Membran hermetisch zu versiegeln dort einen konstanten Referenzdruck einzustellen und aufrechtzuerhalten. Außerdem bietet der Glaswafer eine mechanische Stabilisierung, so dass es vermieden wird, Spannungen vom Sensorgehäuse zur Membran zu transportieren.

Eine Limitierung von so hergestellten Drucksensoren ist die Einsatztemperatur: Wie erwähnt, erfolgt die Isolation der piezoresistiven Widerstände gegenüber dem Bulk-Material durch einen gesperrten pn-Übergang. Bei erhöhten Temperaturen werden die Leckströme über den pn-Übergang sehr hoch und der Sensor kann nicht mehr benutzt werden. Üblicher Weise liegt die obere Einsatztemperatur bei 150°C, was aber nicht für alle Anwendungen ausreicht. Eine weitere Möglichkeit der Isolation des piezoresistiven Widerstandes gegenüber dem Substrat stellt ein Dielektrikum dar. Ist das gewählte Dielektrikum temperaturstabil, so kann der Anwendungsbereich des Sensors erweitert werden. In der Siliziumtechnologie bieten sich als geeignete Dielektrika Siliziumoxid oder -nitrit an. Aber auch temperaturstabile Polymerschichten wie beispielsweise Polyimid sind möglich. An den freien Flächen, also der Oberfläche und den Seitenwänden, ist es einfach möglich, eine solche Schicht aufzubringen. Unter dem piezoresistiven Sensor kann die Isolation durch ein vergrabenes Oxid realisiert werden. Dazu werden *Silicon-On-Insulator-Substrate* verwendet. Die piezoresistiven Widerstände werden dabei durch Ätzprozesse freigestellt und über Metallisierung kontaktiert. Die so hergestellten Drucksensoren [YLZ03, KNE04, QEC⁺08, KBH10] können für Anwendungen bis über 600°C verwendet werden.

2.2 Kraftsensoren

Es gibt hauptsächlich zwei Grundprinzipien zur Messung von Kräften. Bei der ersten Methode wird ein Gleichgewicht zwischen der zu messenden Kraft und einer Referenzkraft hergestellt [GHZ94]. Der einfachste Fall dieser Methode ist die Messung der Auslenkung einer Feder durch eine Kraft. Hier wird ein Gleichgewicht zwischen der äußeren zu messenden Kraft und der Federkraft hergestellt. Der Federweg verhält sich über das *Hooke'sche Gesetz* linear zur aufgebrachten Kraft. Über ihn lässt sich also auf die aufgebrachte Kraft schließen. Die meisten Kraftsensoren arbeiten nach diesem Prinzip - wenn auch in abgewandelter Form. Das zweite Grundprinzip ist die Messung der Veränderung des Impulses oder Drehimpulses durch Kräfte. Dieses Prinzip ist für Sensoren nur schwer anwendbar und kommt daher nur in Spezialanwendungen wie der Astronomie zum Einsatz [GHZ94]. Ein Kraftsensor besteht im Allgemeinen aus zwei wesentlichen Elementen: einem elastischen Federkörper und einem oder mehreren Sensorelementen. Der elastische Federkörper dient als Zug-/Druck-, Biege-, Torsions- oder Scherkraftfeder. Die dadurch entstehende Verformung wird mittels auf dem Federkörper angebrachter Sensoren gemessen. Am häufigsten kommen metallische Dehnungsmessstreifen zum Einsatz. Aber auch mit anderen Sensoren wie piezoresistive DMS [FKT83], piezoelektrische Sensoren [HZ96, LIS96], sich gegeneinander verschiebende Kondensatorplatten [BNO⁺07], ein sich in einer Spule verschiebender Eisenkern [PK96], Bragg-Gitter [HRF98, KKL⁺98, KDP⁺97, LLPC03, XARD94, ZMKN02, Kre07] oder magnetoelastische Sensoren [BABG05] sind Kraftsensoren realisiert worden. Bei letztgenanntem Sensor wird der ferromagnetische Kern eines Transformators gedehnt, wodurch sich das Übertragungsverhalten des Transformators ändert. Des Weiteren gibt es noch Sonderformen für hohe Lasten, in denen das Messgitter von Dehnungsmessstreifen über Druck komprimiert wird und so eine Widerstandsänderung hervorgerufen wird. Dies ist sowohl für Dehnungsmessgitter aus Metall [Opp85] als auch für Sensoren aus Polysilizium [ZWK⁺00] und einkristallinem Silizium [SG96] gezeigt worden. Für Kraftsensoren ist die Kompression über Andruckkörper realisiert worden. In Fluiden kann so auch der Druck bestimmt werden.

Im Folgenden soll sich jetzt auf Kraftsensoren beschränkt werden, bei denen die elastische Verformung eines Federkörper mittels Dehnungsmessstreifen aus Metall oder Halbleitermaterialien gemessen wird. Es soll aber erwähnt werden, dass es auch möglich ist, in Dickschichttechnik hergestellte Widerstände – beispielsweise aus Rutheniumoxid – als Dehnungsmessstreifen einzusetzen [JLM⁺09].

Man unterscheidet zwischen Kraftsensoren, die Kräfte in einer Raumrichtung messen, und mehrachsigen Kraftsensoren, die Kräfte und die entsprechenden Momente in mehreren Raumrichtungen messen. Die Gestaltung und mechanische Auslegung des Federkörpers richtet sich nach der maximal zu messenden Kraft, die noch keine plastischen Verformungen erzeugen darf. Je größer die zu messende Maximalkraft ist, desto höher muss auch die

Steifigkeit des Federkörpers ausgelegt sein. Gleichzeitig wird dadurch aber auch die Auflösung des Sensors geringer. Um dennoch eine gute Empfindlichkeit zu erreichen, werden die Messelemente an Stellen auf dem Federkörper platziert, wo große Verformungen zu erwarten sind. So wird die Geometrie eines Federkörpers oft durch FEM optimiert [DRB95, KKSP03].

Bei Kraft- und Momentensensoren werden maximal sechs Freiheitsgrade gemessen. Dies sind Kräfte entlang drei orthogonaler Raumrichtungen und die Momente um diese Achsen, wie in Abbildung 2.6 veranschaulicht. Zur Messung jedes Freiheitsgrades wird min-

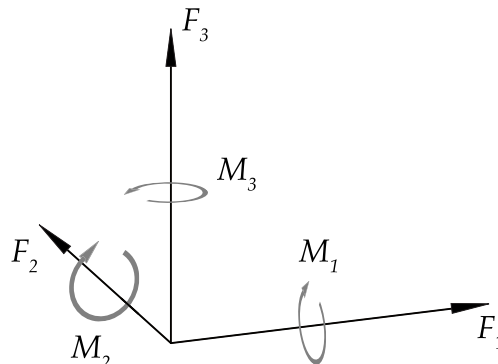


Abbildung 2.6: Mögliche Freiheitsgrade bei Kräften und Momenten.

destens ein Sensorsignal benötigt. Die Sensoren werden alle auf einem gemeinsamen Probekörper angeordnet. Dabei ist es konstruktiv entweder möglich, die Sensorsignale für die einzelnen Freiheitsgrade zu entkoppeln oder aus der typischen Kombination bestimmter Sensorsignale auf eine Belastung zurückzurechnen. Chao fasst dies so zusammen, dass es entweder Sensoren mit einfach gestaltetem elastischen Federkörper oder einer einfachen Kalibrierungsmatrix gibt, wo die Sensorsignale direkt einzelnen Kräften zugeordnet werden [CC97]. Eine der einfachsten Formen für den elastischen Federkörper eines Kraftsensors, mit dem sechs Freiheitsgrade gemessen werden können, besteht aus einer gekreuzten Balkenstruktur, welche auf Biegung beansprucht wird. Ein solcher elastischer Federkörper ist in Abbildung 2.7 zu sehen. Dabei wird der Kreuzungspunkt der Balken (dunkelgrau markiert) mit einer ersten Anlagefläche verbunden und die Enden des Kreuzes mit einer zweiten (hellgrau markiert). Die Kräfte und Momente, die zwischen diesen beiden Anlageflächen wirken, werden gemessen. Dabei wird eine Anlagefläche festgehalten, während auf die andere Anlagefläche die zu messenden Kräfte und Momente wirken. In dem in Abbildung 2.7 dargestellten Federkörper werden die grün markierten Flächen fest gelagert, während an der gelben Fläche in der Mitte die zu messenden Kräfte und Momente eingeleitet werden. Die Messung der Kräfte erfolgt über die durch Biegung entstehende Verformung der vier radialen Balken. Während die Anbindung der Balken in der Mitte des Kreuzes starr ist, werden die äußeren Enden der Biegebalken flexibel anbracht. Dies wird entweder durch Querschnittsverjüngung [GHZ94] oder durch eine Lagerung in Kugella-

gern [CC97] erreicht. Auf diese Bauform eines elastischen Federkörpers wird später noch in Kapitel 3.6.1 eingegangen. Oft werden die beiden Anlagen ringförmig ausgeführt. In dieser Konfiguration werden Kraftsensoren oft zur Messung von Belastungen an Handgelenken von Industrierobotern eingesetzt. Daher sind sie meist so ausgeführt, dass sie direkt an den runden Flansch zwischen Roboter und Endeffektor angebracht werden können. Es sind aber quadratische Ausführungen realisiert worden [Kim07]. Hier wurde die Geometrie mittels FEM optimiert. Diese Struktur wird auch – teilweise in abgewandelter Form – miniaturisiert in Silizium hergestellt. Jin [JJ98] hat einen Sensor mit einem Balkenkreuz vorgestellt. Dieser besteht aus drei Si-Au eutektisch gebondeten Silizium Wafern: Auf der untersten Ebene wurde der elastische Federkörper durch ein freigeätztes Kreuz realisiert. Auf der mittleren Ebene wurden dünne Stege mit den piezoresistiven Sensoren freigeätzt und aus dem obersten Wafer wurde eine Auflageplatte strukturiert, die in der Mitte mit dem zweiten Wafer verbunden wurde. Diese relativ aufwändige Struktur konnte Kräfte und Momente in allen sechs möglichen Freiheitsgraden messen. Wird die Momentenmessung nicht benötigt, so kann der Aufbau eines solchen Sensors deutlich einfacher gestaltet werden. Bütetisch et al. [BSZ⁺03] haben einen Sensor in Silizium ähnlich einem piezoresistiven Drucksensor hergestellt. Dabei wurde die Membran nicht komplett durchgehend freigeätzt, sondern eine Bossmembran erzeugt. Auf dem Boss wurde ein Taststift aufgeklebt, wie in 2.8a dargestellt.

Durch Kräfte an der Spitze des Taststiftes wird die Membran als elastisch weichstes Element verformt und piezoresistive Sensoren auf der Oberseite können auf die Kräfte in allen drei Raumrichtungen schließen. Auf der Oberseite der Membran befinden sich vier *Wheatstone'sche* Messbrücken aus piezoresistiven Sensoren, wie aus Abbildung 2.8b ersichtlich. Momente können mit dieser Konstruktion nicht gemessen werden. Einen ähnlichen Ansatz mit

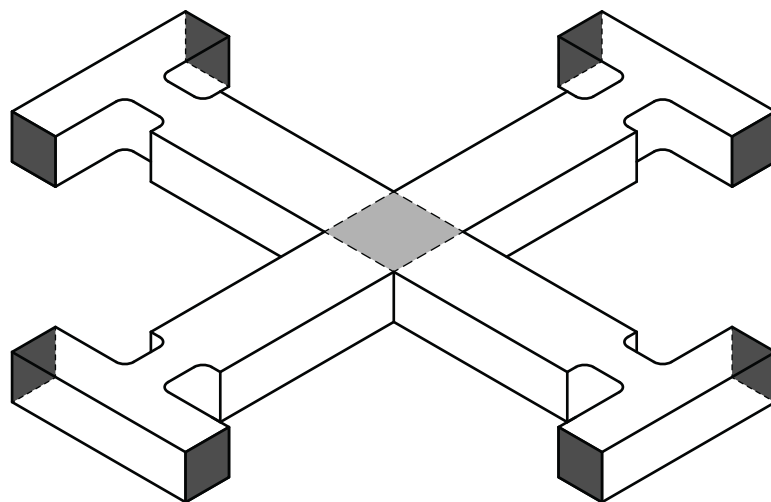
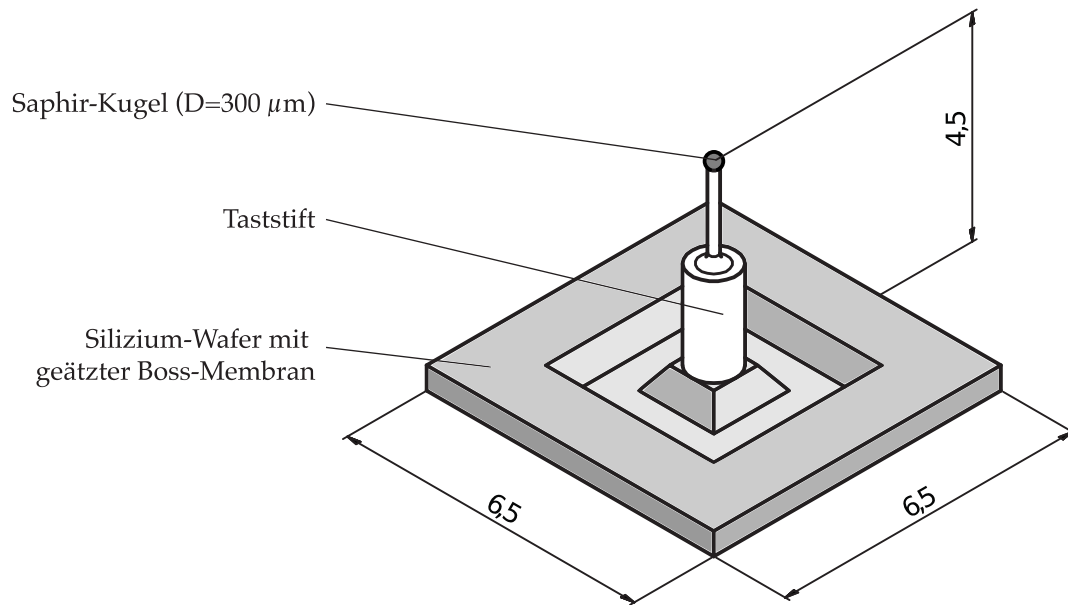
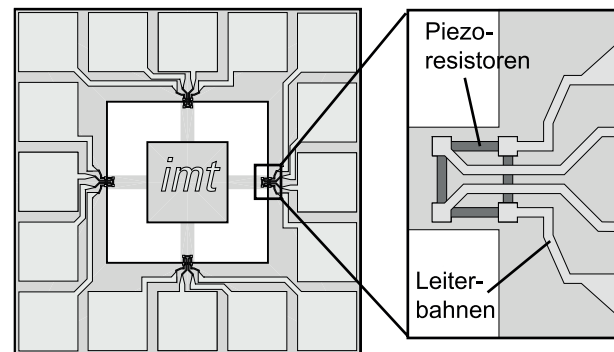


Abbildung 2.7: Einfacher elastischer Federkörper für einen Kraftsensor.



(a) Aufbau des Mikrotasters (nach [BSZ⁺03])



(b) Sensorlayout auf der Silizium-Membran (aus [BSZ⁺03])

Abbildung 2.8: Miniaturisierter Mikrotaster: Aufbau des Mikrotasters und Anordnung der piezoresistiven Sensoren auf der Silizium-Membran.

verbesserter Empfindlichkeit in Axialrichtung des Taststiftes haben Ruther et al. [RBT⁺05] vorgestellt: Anstelle einer Membran sind hier vier radiale Biegebalken mit flexiblen Gelenken durch reaktives Ionentiefätzen realisiert worden. Über den flexiblen Gelenken sind wieder piezoresistive Dehnungssensoren eingebracht worden. Einen Probekörper, der verschiedene Biegebalken für bestimmte Belastungsfälle aufweist, wird von Liu et al. [LT02] präsentiert. Hier sind jeweils vier vertikale und horizontale Biegebalken mit insgesamt 20 Dehnungsmessstreifen ausgestattet. Diese werden in sechs *Wheatstone'schen Messbrücken* verschaltet, wobei einige DMS für mehrere Brücken genutzt werden.

Aus der Robotik kommt ein weiterer typischer Aufbau, der von Stewart [Ste65] als Bewegungsplattform mit sechs Freiheitsgraden entwickelt wurde. Im deutschen Sprachraum ist diese Anordnung auch als *Hexapod* bekannt. Dabei werden zwei Plattformen mit drei oder

sechs Beinen variabler Länge über Kugelgelenke verbunden, wie auch in Abbildung 2.9 schematisch dargestellt. Durch die koordinierte Längenänderung der einzelnen Beine kann die Plattform in allen Freiheitsgraden bewegt werden. Sie kann auch als Kraftsensor eingesetzt werden. Ein Ansatz dazu ist, die Beine ohne Antrieb, aber mit Federn auszuführen und den Federweg zu messen. Dies wurde von Ngyuen [NAZ91] realisiert. Weitaus üblicher ist es, die Länge der Beine konstant zu halten. Werden die beiden Plattformen durch äußere Kräfte gegeneinander verschoben oder verdreht, so entstehen Normalspannungen in den Beinen, die durch Dehnungssensoren messbar sind. Andere Spannungen werden auf Grund der Kugelgelenke nicht zugelassen. Der Vorteil dieser Anordnung ist es, dass so für alle sechs Messgrößen die gleiche Empfindlichkeit erhalten werden kann [HYLZ09, YHW⁺11]. Eine Anordnung mit fast senkrecht verlaufenden Beinen wurde von Rangarath [RNMG04] vorgestellt. Hier wurden Ringfedern als flexible Elemente in die Beine einkonstruiert, um gezielt an diesen Stellen Verformungen messen zu können. Mit Stewart-Plattform sind auch miniaturisierte Versionen von Kraftsensoren aufgebaut worden, die den Durchmessers eines Fingers besitzen [GZZG07].

2.3 Kraftmessung in der Medizin

Eine häufig genutzte Anwendung der Kraftmessung in der Medizin ist die Messung der auftretenden Kräfte in künstlichen Gelenken, vor allem im Knie und in der Hüfte. Um ein besseres Verständnis für die Funktion von künstlichen Gelenken in Knie und Hüfte zu geben und Fachbegriffe zu erläutern, soll der Aufbau dieser Gelenkprothesen kurz erläutert werden. Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk, bei dem der Oberschenkelhalskopf (*Caput ossis femoris*) in der Hüftgelenkspfanne (*Acetabulum*) sitzt und dort in einer Knorpelschicht gleiten kann. Bei fortgeschrittenem Gelenkverschleiß, der durch Zerstörung der Knorpelschicht – der Arthrose – hervorgerufen wird, ist die Funktion des Gelenks gestört, was sich durch Schmerzen ausdrückt. Durch ein künstliches Hüftgelenk – eine *Hüft-Endoprothese* – kann

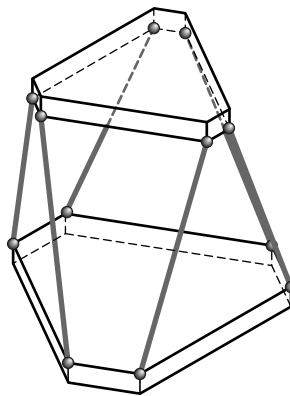


Abbildung 2.9: Prinzipieller Aufbau einer Stewart-Plattform

die Funktion des Hüftgelenks wieder hergestellt werden. Mittlerweile gibt es viele Formen, Bauarten und Befestigungsmethoden für Hüft-Endoprothesen. Hier soll nur beispielhaft der Aufbau eines solchen Implantats gezeigt werden. Weiterführende Informationen finden sich in der Literatur [WFRW08]. Abbildung 2.10a zeigt schematisch den Aufbau einer *Hüft-Endoprothese*. Um das Implantat zu platzieren, wird der Hals des Oberschenkelknochens entfernt und im Mark des Oberschenkelknochens ein metallischer Schaft eingesetzt. Darauf befindet sich die Hüftgelenkskugel aus Metall oder Keramik, die über einen Kegelsitz fixiert wird oder direkt in den Schaft integriert ist. Der Schaft wird entweder mittels Knochenzement im Knochen fixiert oder wächst durch eine spezielle Oberflächentextur in diesen ein. Die Hüftpfanne besteht aus einem Inlay aus Polyethylen mit langen Polymerketten (UHMWPE - *ultra high molecular weight PE*) als Gleitlager für die Hüftgelenkskugel. Das Inlay liegt in einer Metallschale, welche zur Befestigung im Becken dient. Die natürliche Hüftgelenkspfanne wird dafür ausgefräst und die neue Pfanne eingesetzt. Die neue Pfanne wird entweder durch selbstschneidende Gewinde, Knochenzement oder Schrauben im Beckenknochen fixiert.

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk im menschlichen Körper. Zwischen Oberschenkelknochen (*Femur*) und Schienbein (*Tibia*) wird die Bewegung über zwei Gelenkknorren (*Kondylen*) übertragen. Daneben wird das Gelenk über die Kniescheibe (*Patella*) und eine Reihe von Bändern stabilisiert. Auch beim Knie gibt es sehr viele Formen von *Knie-Endoprothesen*. Abbildung 2.10b zeigt eine totale Knieendoprothese. Daneben gibt es Formen, welche nur eine Gelenkseite (*Kondylus*) ersetzen. Bei einigen Prothesen ist es zudem nötig, einige Gelenkstrukturen wie Bänder oder die Kniescheibe zu entfernen. Zur Verankerung der hier gezeigten Prothese im Schienbein wird dort der alte Gelenkkopf entfernt und ein Plateau mit einem Schaft im Knochen fixiert. Auf diesem Plateau wird ein Kunststoffeinsatz aus UHMWPE als Gleitlager befestigt. Am Oberschenkelknochen wird die Gelenkoberfläche durch eine metallische femorale Komponente ersetzt, welche ebenfalls durch einen Schaft im Knochen fixiert wird.

2.3.1 Kraftmessung in Implantaten

2.3.1.0.1 Kraftmessung in Hüftimplantaten Eine häufig genutzte Anwendung der Kraftmessung in Implantaten findet sich bei künstlichen Gelenken. Man ist interessiert, die im Gelenk auftretenden Kräfte zu bestimmen, um sichere Implantate konstruieren zu können. Eine Möglichkeit, die auftretenden Kräfte zu berechnen, bieten biomechanische Modelle, welche das Körpergewicht, die Geometrie und extrakorporale Kraftmessung - beispielsweise durch Kraftmessmatten, welche Kontaktkräfte während des Ganges erfassen - dazu benutzen, auf Gelenkkräfte zurückzuschließen. Jedoch ist es erstrebenswert, die Richtigkeit solcher Modelle zu verifizieren, so dass schon in den sechziger Jahren des letzten Jahrhunderts mit der *in vivo* Messung von Kräften an Implantaten begonnen wurde. An künstlichen

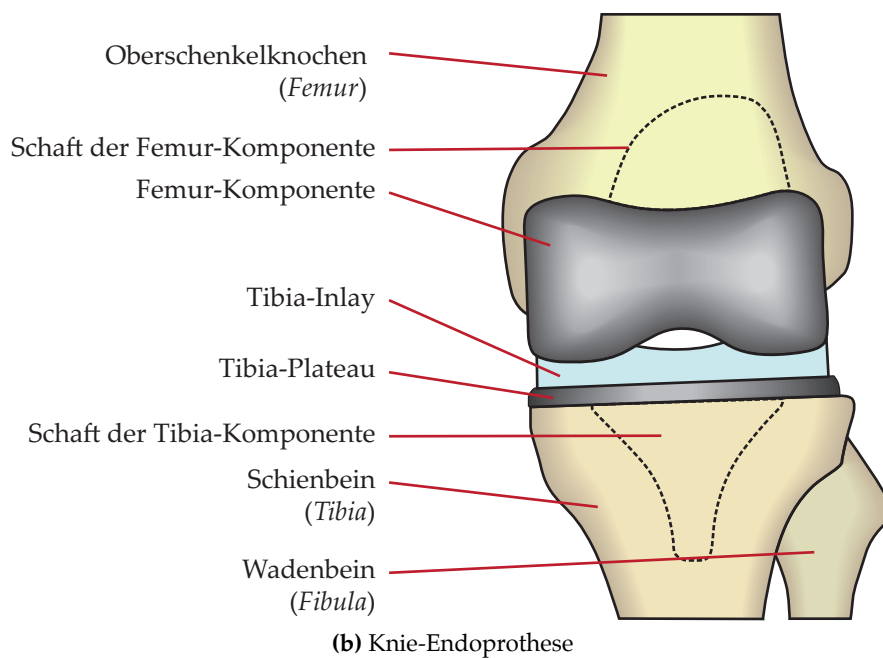
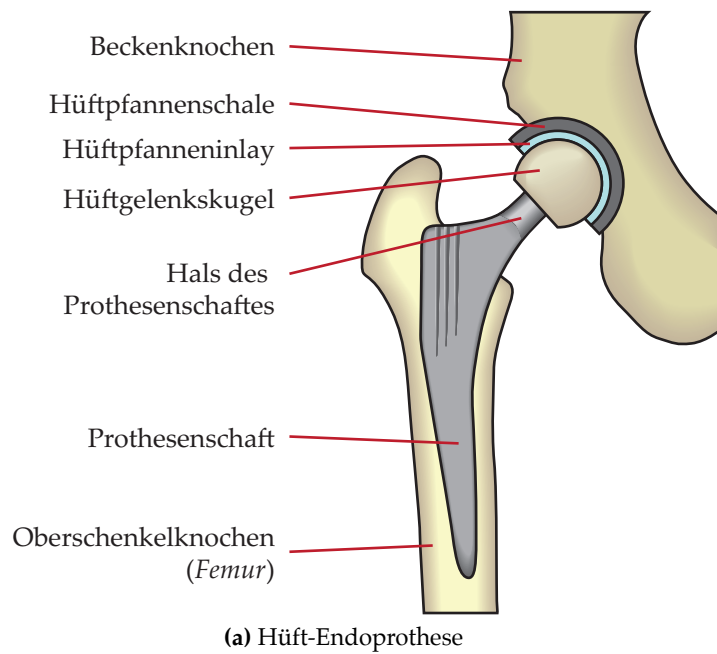


Abbildung 2.10: Schematische Darstellung einer Hüft- und Knie-Totalendoprothese und deren Platzierung in Oberschenkelknochen und Becken bzw. Schienbein.

Hüftgelenken wurden diese ersten Kraftmessungen durchgeführt. Auch andere Implantate wie Nagelplatten, Knochennägel und künstliche Kniegelenke wurden in den darauf folgenden Jahrzehnten untersucht. Die Forschungsaktivitäten auf diesen Gebieten sollen in den folgenden Abschnitten vorgestellt werden.

Das Hüftgelenk ist das meist ersetzte Gelenk im menschlichen Körper [LYR07]. Es wird starken Belastungen ausgesetzt: Beim normalen Gang treten Kräfte auf, die dem Zwei- bis Fünffachen des eigenen Körpergewichtes entsprechen. In Extremsituationen wie beim Stolpern können die Spitzenbelastungen auf fast das Neunfache des eigenen Körpergewichtes anwachsen [BGR93]. Diese Belastungen müssen auch Hüftgelenke überstehen, ohne dabei über den langen Zeitraum der Implantation zu versagen. Eine dauerfeste Konstruktion eines Hüftgelenkes kann mittlerweile sichergestellt werden [WFRW08]. Aber auch andere Faktoren führen zum Ausfall eines Implantates. Trotz einer Überlebensrate von über 90% bei künstlichen Hüftgelenken nach über 10 Jahren kommt es immer noch zu späten Ausfällen. Mehr als die Hälfte davon werden durch aseptische Lockerung des Implantats verursacht [CCT⁺04]. Dies kann beispielsweise durch den erheblichen Unterschied der Elastizitätsmodule zwischen Konstruktionswerkstoffen und Knochen kommen, welcher Scherkräfte an der Knochen-Implantat-Schnittstelle hervorruft [BMT⁺99]. Darüber hinaus ist auch der Abtrag von Polyethylenpartikeln an der Gleitfläche ein wichtiger Grund für aseptische Lockerung von Prothesen [DGR⁺10]. Auch hier helfen Messungen der auftretenden Belastungen an Implantaten, die Geometrie neuer Prothesengenerationen auf der Basis dieser Erkenntnisse zu verbessern und somit die Lebensdauer der Prothesen zu erhöhen.

Der Erste, der sich mit der Messung der im Hüftgelenk auftretenden Kontaktkräfte beschäftigte, war Rydell im Jahre 1966 [Ryd66]. Er stattete ein Hüftimplantat mit Dehnungsmessstreifen aus und führte Messleitungen aus dem Implantat heraus. Eine Auswertungselektronik gab es nicht. Die Messleitungen wurden während der Operation unter der Haut fixiert. Sechs Monate nach dem Eingriff wurden die Messleitungen durch einen Hautschnitt freigelegt und es wurden über einen Zeitraum von 48 Stunden Messwerte mit extrakorporalen Messgeräten aufgenommen. Es zeigte sich, dass die gemessenen Belastungswerte während des Ganges geringer ausfielen als durch Kraftmodelle vorhergesagt. Es traten Belastungskräfte auf, die dem Dreifachen des Körpergewichtes des Patienten entsprechen. Ende der siebziger Jahre nahmen English und Kilvingston erstmals telemetrisch Belastungen in einem mit Dehnungsmessstreifen ausgestatteten Implantat auf [EK79]. Hier wurden die Daten drahtlos aus dem Körper an einen Empfänger gesendet. Der Sender befand sich dabei nicht im Implantat, sondern wurde in einem separaten Gehäuse in der Fettschicht des Patienten platziert. Ein erstes Implantat, welches Dehnungsmessstreifen sowie die gesamte Auswertungs- und Sendeelektronik enthielt, wurde erstmalig von Davy et. al. [DKB⁺88] im Jahre 1988 vorgestellt. Dazu wurde der Schaft einer Endoprothese ausgehöhlt um die

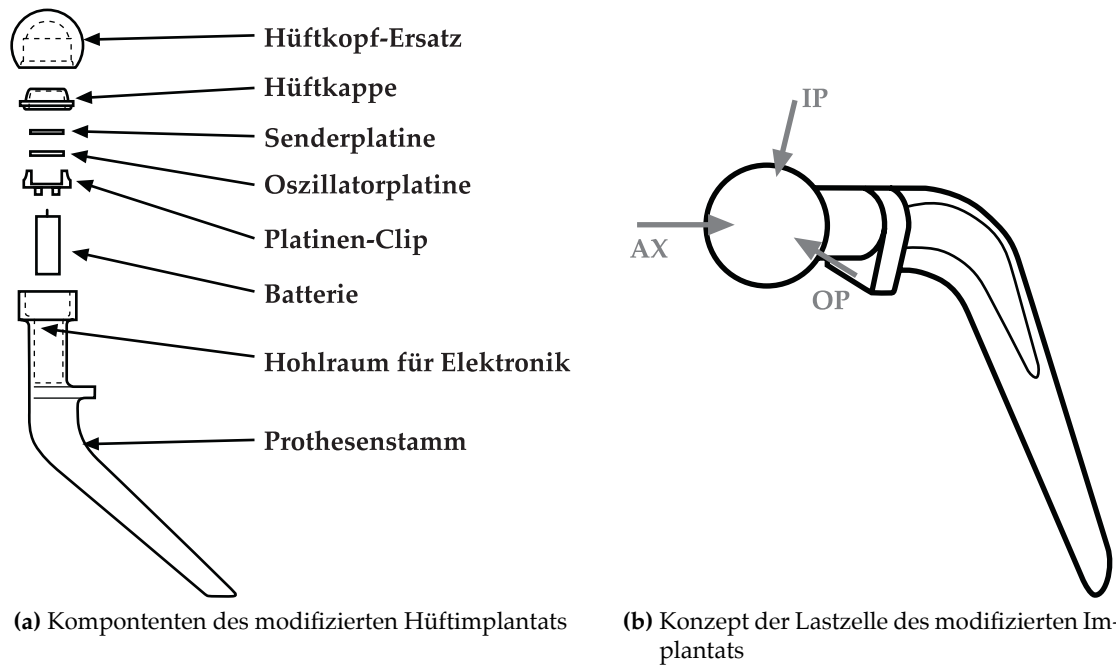


Abbildung 2.11: Modifiziertes Hüftimplantat von Davy et. al. zur Messung der auftretenden Belastungen am Schaft des Implants in axialer Richtung (AX) und der transversalen Belastungen in der Prothesenebene (IP) und orthogonal dazu (OP).

Elektronik aufzunehmen, wie in Abbildung 2.11a dargestellt. Zur Kraftmessung wurden Halbleiter-DMS verwendet, die jeweils in Wheatstone-Brücken-Konfiguration verschaltet wurden, um Temperatureffekte zu kompensieren [KDG⁺91]. Zur Messung der axialen Belastung (AX) wurde ein Satz von vier aktiven DMS verwendet, zur Messung der transversalen Belastungen (IP, OP) jeweils ein Paar von zwei aktiven Dehnungsmessstreifen. Die Belastungsrichtungen sind in Abbildung 2.11b dargestellt. Die drei Kanäle wurden über separate Oszillatoren versorgt. Die Amplitude des Eingangssignals wurde mit der Last moduliert. Ein vierter, unbelasteter Kanal diente als Referenz. Die Signale wurden anschließend gemultiplext und die Daten mittels eines FM-Senders übertragen. Versorgt wurde die Elektronik über eine Herzschrittmacher-Batterie. Die Stromversorgung konnte durch ein externes Magnetfeld ein- und ausgeschaltet werden, da ein selbsthaltendes Reed-Relais ebenfalls im Schaft untergebracht war. So wurden an verschiedenen Tagen nach der Operation Kraftdaten ausgewertet. Zwischen dem 31. und 45. Tag nach der Operation versagte die Elektronik jedoch aufgrund eines Masseproblems an der Antenne. Alle drei hier vorgestellten Ansätze zeigten ähnliche Kontaktkräfte im Hüftgelenk während des Ganges, die etwa dem dreifachen Wert des Körpergewichtes des Patienten entsprechen. Davy konnte zeigen, dass die Belastungen während des Rehabilitationsprozesses anstiegen.

Einen weiteres Hüftimplantat zur Kraftmessung stellte die Gruppe um Graichen im Jahre 1991 vor [GB91]: Die Elektronik wurde dabei komplett innerhalb des Implantats unter-

gebracht und hermetisch verkapselt. Dabei gab es zwei Unterschiede zu den bisher vorgestellten Implantaten. Zum einen wurde die Versorgung des Implantats mit elektrischer Energie nicht mehr durch eine Batterie realisiert, sondern durch eine induktive Kopplung. Eine Empfangsspule mit Eisenkern wurde im Schaft der Prothese untergebracht. Durch eine zweite Spule außerhalb des Körpers wurde eine Spannung in die Empfangsspule induziert. So konnten Probleme mit der Biokompatibilität und der Begrenztheit der in Batterien gespeicherten Energiemenge umgangen werden. Zum anderen wurden die Dehnungsmessstreifen nicht in Wheatstone-Brücken-Konfiguration ausgelesen. Es wurden einzelne DMS mit einer dafür entwickelten Auswertungs Elektronik verwendet, da dies weniger Energie verbraucht. So wird in der vorliegenden Schaltung ein DMS mit einem Widerstand von $350\ \Omega$ mit einem Strom von $200\ \mu A$ versorgt. Die verbrauchte elektrische Leistung entspricht 3,5% der Leistung, die bei einer Wheatstone-Brücke bei einer Versorgungsspannung von 2 V verbraucht würde[BGS⁺88]. Das Prinzip der hier benutzten Auswertungsschaltung über eine Differenzstrommessung ist in Abbildung 2.12 zu sehen. Der Wert des DMS wird

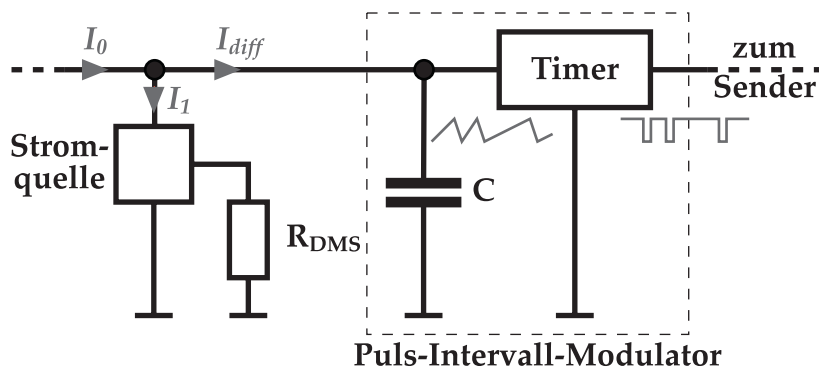


Abbildung 2.12: Prinzip der der Signalwandlung zum Auslesen von DMS für instrumentierte Hüftimplantate nach Kotzar et al.[KDG⁺91]. In grau sind die Spannungsverläufe vor und nach dem Timerbaustein dargestellt.

über eine *Puls-Intervall-Modulation* (PIM) ausgelesen: Über eine Konstantstromquelle wird ein Strom I_0 in die Schaltung eingespeist. Eine weitere Stromquelle wird über den Wert des Widerstandes des Dehnungsmessstreifens R_{DMS} geregelt und subtrahiert dadurch einen Strom I_1 , welcher vom Wert des DMS abhängt. Der verbleibende Strom I_{diff} lädt nun einen Kondensator C . Wird eine bestimmte Schwellenspannung am Kondensator überschritten, so wird dieser über einen Analogschalter entladen und am Ausgang des Timerbausteins wird ein Puls erzeugt. Wie einfach ersichtlich ist, hängt die Zeit zwischen zwei Pulsen direkt vom Wert des Widerstandes R_{DMS} ab. Die Pulse werden dann über einen FM-Sender mit einer Trägerfrequenz von 150 MHz übertragen. Realisiert wurde die Auswertungs Elektronik für vier Kanäle, wovon drei für Dehnungsmessstreifen verwendet wurden. Über den vierten Kanal wurde eine Temperaturmessung mittels NTC-Widerstand realisiert, um so mathematisch Temperatureffekte auf Empfängerseite kompensieren zu können. Mit Hil-

fe so ausgestatteter Prothesen wurden Gelenkbelastungen bei verschiedenen Aktivitäten wie Gehen und Laufen [BGR93], Tragen von Lasten [BGRL97], Treppensteigen und alltäglichen Arbeiten [BDH⁺01] sowie beim Stolpern [BGR04] aufgenommen. Auf dem gleichen Grundprinzip basierend wurde die Auswertungelektronik im Jahre 2007 auf neun Kanäle erweitert und in einigen elektronischen Komponenten verfeinert [GAR07]. Sie wurde neben der Messung von Belastungen in der Hüfte auch in anderen Implantaten eingesetzt. Dazu gehörten das Schultergelenk, ein künstlicher Wirbelkörper und eine Kniegelenksprothese. In einer neuen Version eines instrumentierten Hüftgelenks konnte die Elektronik so weit verkleinert werden, dass diese nun komplett im Hals der Prothese untergebracht werden konnte [DGR⁺10]. Der Sender lag jetzt direkt unter der Gelenkkugel. Diese bestand aus Keramik, so dass die elektromagnetische Strahlung sich dort ausbreiten kann. Die Sendeplatine konnte auf eine Größe von $12 \times 6,5 \text{ mm}^2$ verkleinert werden.

Die bisher vorgestellten instrumentierten Hüftimplantate wurden so konzipiert, dass eine Messung der im Gelenk auftretenden Gesamtkraft durchgeführt wurde oder genauer gesagt, deren Komponenten in den verschiedenen Raumrichtungen. Die Verteilung des Drucks in der Hüftpfanne wurde dabei nicht betrachtet. Dieser Ansatz wurde im Jahre 1986 von Hodge et al. vorgestellt [HFC⁺86]: In die obere Hemisphäre einer metallischen Hüftgelenkskugel einer Endoprothese wurden 14 Membranen mit einer Dicke von $445 \mu\text{m}$ durch Funkenerosion eingebracht. Diese Membranen verformen sich unter äußerem Druck mit $280 \frac{\text{nm}}{\text{MPa}}$. An jeder Membran wurde über einen Stößel die Membranverformung auf einen Biegebalken aus Silizium weitergeleitet, in welchen piezoresistive Widerstände eindiffundiert waren. Über die Änderung des Widerstandes, resultierend aus der Balkenverbiegung, konnte so der Druck an den verschiedenen Messstellen errechnet werden. Das Prinzip wurde von der Forschergruppe bereits Mitte der siebziger Jahre verwendet, um Drücke im Knorpel des Hüftgelenks *in vitro* zu messen [RMH79]. *In vivo* wurde mit den Messungen erst 1984 begonnen. Nach der Implantation bei einem Patienten wurden über 36 Monate Untersuchungen bei verschiedenen Aktivitäten wie Gehen, Treppensteigen und Springen durchgeführt [HCF⁺89]. Dabei wurden jedoch nur zehn der 14 hergestellten Messstellen ausgewertet, da die restlichen sich nicht linear kalibrieren ließen.

2.3.1.0.2 Kraftmessung in Knieimplantaten Kraftmessungen im Kniegelenk waren erst später mit zunehmender Miniaturisierung elektronischer Bauteile möglich, da ein Knieimplantat weniger Bauraum zur Aufnahme der Instrumentierung bietet. Erste Messungen der Gelenkkräfte im Knie wurden 1975 an einem Kadaver-Modell [PAF75] durchgeführt. Hier wurde das Weichgewebe eines Beins entfernt, so dass nur die knöchernen Strukturen sowie die Bänder des Kniegelenks übrig blieben. Innerhalb der Tibia wurden durch einen angeflanschten Kraftaufnehmer die Gelenkkräfte im gebeugten Stand mit Hilfe eines Simulators bestimmt. *In vivo*-Messungen wurden allerdings erst 25 Jahre später durchgeführt -

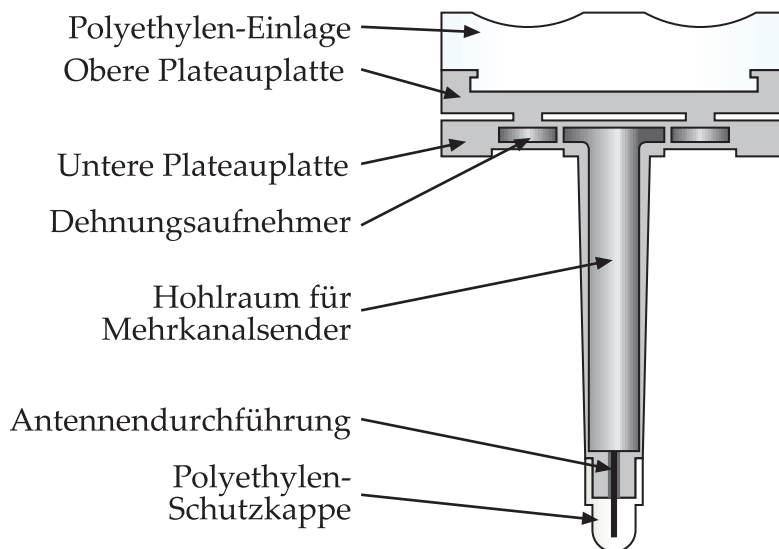


Abbildung 2.13: Modifiziertes Knieimplantat zur *in-vivo*-Messung von durch den Gang auftretenden Belastungen an beiden Kondylen (reproduziert aus [DTA⁺05]).

das erste instrumentierte Knieimplantat wurde um das Jahr 2000 herum entwickelt: Mittels einer mikrocontrollergestützten, aus handelsüblichen Komponenten aufgebauten Elektronik [TAH99], welche induktiv mit Energie versorgt wurde und Daten über einen FM-Sender übertragen konnte, wurde das *e-Knee* vorgestellt [TAH99, MDS⁺01]. Hier wurde auf Basis der Geometrie einer handelsüblichen Prothese ein Prototyp vom Hersteller *DuPuy* gefertigt, welcher mit vier Lastzellen im Bereich des tibialen Plateaus ausgestattet war. Der Aufbau dieses Prototyps ist in Abbildung 2.13 zu sehen. Pro Kondylus wurden zwei piezoresistive Lastzellen integriert, die kompressive Kräfte und deren Verteilung auf der Polyethyleneinlage der Tibia-Komponente des Implantats messen können. Die Elektronik zur Auswertung der Sensorsignale und Datenübertragung wurde dabei in einem Hohlraum im Schaft der Tibiakomponente untergebracht. Um die innen liegende Elektronik gegen den Einfluss von Körperflüssigkeiten zu schützen, wurde die Öffnung am Tibiaplateau verschweißt und das andere Ende des Schaftes mit einer hermetisch dichten Durchführung für die RF-Antenne versehen. Diese befindet sich an der Spitze des Schaftes unter einer Polyethylenkappe, um die Schirmung des elektromagnetischen Feldes durch Metall zu verringern. Diese Prothese wurde probeweise während einer regulären Knie-TEP-Operation eingesetzt. Dabei wurden Kraftmessungen erfolgreich durchgeführt. Später wurde das Implantat in Kadaverexperimenten *in vitro* ausführlich getestet und charakterisiert. Dabei wurden Kräfte von bis zu 2000 N mit einem Fehler von 1,2% gemessen und es konnte zwischen den auf den jeweiligen Kondylus wirkenden Kräften unterschieden werden [DTA⁺05]. In einer zweiten, verbesserten Version war es möglich, Kräfte in allen drei Raumrichtungen und die entsprechenden Momente um die Achsen zu messen: Im Gegensatz zum vorher beschriebenen Implantat wurden dabei keine Lastzellen verwendet, sondern eine Anordnung von Dehnungs-



Abbildung 2.14: Schnittmodell eines instrumentierten Knieimplantats zur Kraftmessung (bearbeitet aus [AHSR08]).

messstreifenrosetten im inneren Teil eines doppelwandigen Schaftes der Tibia-Komponente [KKT⁺06]. Ein instrumentiertes Implantat mit ähnlichem Aufbau wurde bereits von Singerman im Jahre 1999 zur Messung von Kräften im Kniegelenk *in vitro* benutzt [SBAP99]. Die Anwendung *in vivo* wurde allerdings erst durch Kirking im Jahre 2006 verwirklicht. Das Tibiaplateau des von Kirking verwendeten Prothesenprototyps bestand aus zwei Hälften: die untere Hälfte war mit dem äußeren Schaft verbunden und diente zur Fixierung im Knochen. Die obere Hälfte war frei beweglich gelagert und diente zur Aufnahme der Polyethyleninlage. Sie war mit dem inneren Schaft verbunden. Die beiden Schäfte wurden im distalen Teil über einen Schrumpfsitz fest miteinander verbunden. Lediglich im oberen Teil blieb ein Spalt zwischen den konzentrischen Schäften. Durch die freie Lagerung der oberen Plateauplatte auf dem inneren Schaft werden die Kräfte dorthin übertragen und können von den Dehnungsmessstreifen gemessen werden. Verwendet wurden vier DMS-Rosetten mit jeweils drei DMS. Einer davon war parallel zur Schaftachse ausgerichtet, die beiden anderen jeweils in einem Winkel von 45° dazu. Die einzelnen DMS hatten einen nominellen Widerstand von $1000\ \Omega$. Wie in den meisten bereits beschriebenen Implantaten wurde die Auswertungselektronik über induktive Kopplung bei einer Frequenz von $1,6\text{ kHz}$ versorgt. Die Messdaten wurden mittels *Puls-Code-Modulation* (PCM) bei 418 MHz übertragen. Eine passende mobile Auswertungselektronik, basierend auf einem Dell PDA mit einem Empfangsmodul, wurde ebenfalls entwickelt [SNGT08], um Daten auch außerhalb des Labors aufnehmen zu können.

Ein zweites Knieimplantat zur Messung von Kräften in allen Raumrichtungen wurde auf Basis der bereits vorgestellten Auswertungselektronik von Graichen (vgl. [GAR07]) realisiert. Der Aufbau dieses Implantats ähnelt dem vorher beschriebenen. Auch hier wur-

de ein Implantat mit einem doppelwandigen Schaft aufgebaut. Es wurden sechs einzelne Halbleiter-Dehnungsmessstreifen (SKP 1-350-E4, Kyowa, Japan) an der Innenseite des inneren Schaftes untergebracht. Die Auswertungelektronik mit neun Kanälen befand sich ebenfalls im hohlen Schaft. Sechs Kanäle wurden für die DMS verwendet, über den siebten Kanal wurde die Temperatur mittels eines NTC-Widerstands gemessen und die beiden letzten Kanäle dienten zur Überwachung der Versorgungsspannung und Synchronisation des Empfängers. Die Spannungsversorgung wurde hier ebenfalls über eine induktive Kopplung bei einer Frequenz von 4 kHz realisiert. Die Datenübertragung wurde im VHF-Band über eine Antenne an der Spitze des Schaftes realisiert. Diese wurde mit einer Kappe aus Polyethylen (PE) oder Polyetheretherketon (PEEK) abgedeckt, um eine Abschirmung des Signals durch das Metall zu vermeiden.

Ein weiteres vorgestelltes instrumentiertes Knieimplantat wurde ähnlich zur ersten Version des *e-Knee* aufgebaut. Anstelle der Lastzellen wurden hier vier piezoelektrische Keramiken verwendet [AGH⁺10]. Diese erzeugen eine Spannung, welche von der auf sie wirkenden Kraft abhängig ist. Der Vorteil dieser Technik ist, dass die Sensoren ohne externe Spannungsversorgung auskommen. Zur Charakterisierung wurden die Sensoren jedoch mittels eines Oszilloskops über einen Spannungsteiler mit einem Vorwiderstand von $R = 10\text{ M}\Omega$ und dem internen Messwiderstand des Oszilloskops von $R_{\text{Oscil}} = 1\text{ M}\Omega$ gemessen, so dass statische Messungen nicht möglich sind.

2.3.1.0.3 Kraftmessung in anderen Implantaten Im folgenden Abschnitt soll nun noch auf einzelne Anwendungen der Kraftmessung an medizinischen Implantaten eingegangen werden, wobei ebenfalls weitestgehend nur die Messung von Kräften oder Momenten mittels Dehnungsmessstreifen berücksichtigt werden soll.

Brown et al. führten Anfang der achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts Kraftmessungen an einer instrumentierten Nagelplatte, die bei einem Oberschenkelhalsbruch eingesetzt wird, durch [BBF82]. In einer Ausfräsung wurden piezoresistive Dehnungsmessstreifen mit einem *k-Faktor* von $k = 140$ in zwei Wheatstone-Brücken, die Sendeelektronik und eine Quecksilber-Batterie als Stromversorgung untergebracht. Diese Kavität wurde anschließend vergossen und mit einer Platte zusätzlich abgedeckt. Die Wheatstone-Brücken wurden mit jeweils einem Oszillator mit Frequenzen von $f_1 = 4\text{ kHz}$ und $f_2 = 5\text{ kHz}$ versorgt. Diese Signale wurden über einen Multiplexer zusammengeführt und über einen FM-Sender im UKW-Band übertragen. Die Temperaturabhängigkeit der DMS wurde aufgrund der konstanten Umgebungstemperatur im Körper außer Acht gelassen. Vor der Implantation bei fünf Patienten wurde zunächst die Langzeitdrift und Dichtigkeit der Verkapselung untersucht, indem die Dehnungsmessstreifen bei einem Implantat durch Ohm'sche Widerstände, welche nicht gedehnt wurden, ausgetauscht wurden und bei einem Kalb für vier Monate intramuskulär implantiert wurden.

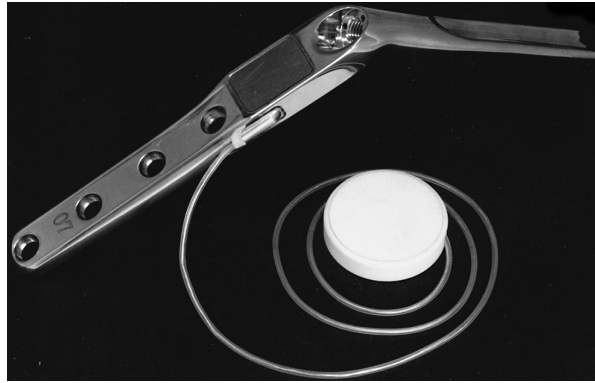


Abbildung 2.15: Für die intrakorporale Kraftmessung instrumentierter Hüftnagel mit subkutaner Energieversorgung in einem separaten Gehäuse (aus [BDM⁺00]).

Etwa 20 Jahre später wurde durch eine andere Forschungsgruppe eine weitere instrumentierte Hüftgelenksnagelplatte für den Oberschenkelknochen vorgestellt [BDM⁺00]. Ein Hauptanliegen lag hierbei auf einer nicht batteriegestützten Stromversorgung. Innerhalb des Projektes Impact sollte in vier Stufen eine Nagelplatte mit innen liegender Stromversorgung und drahtloser Schaltung zur Kraftmessung mit den dazugehörigen Dehnungsmessstreifen entwickelt werden. Als Vorstufe wurde dabei eine Version mit perkutanen Leitungen für die DMS und eine kabelgebundene Messung realisiert. In einer zweiten Stufe wurde die kabelgebundene Messung durch einen extrakorporalen drahtlosen Sender ersetzt. In einer dritten Version wurde der Sender dann subkutan platziert. Diese Version wurde schließlich auch realisiert und ist in Abbildung 2.15 dargestellt. Die Messschaltung mit drei Dehnungsmessstreifen befand sich dabei in einer ausgefrästen Tasche, die anschließend mit einem durch Laserschweißen aufgebrauchten Deckel aus demselben Material hermetisch versiegelt wurde. Laserschweißen und das Verwenden derselben Materialien für Nagel und Deckel garantieren, dass die Nahtstelle nicht korrodiert und somit Feuchtigkeit eindringen kann, die zu Messfehlern oder gar zum Ausfall des Implantats führen kann. Die Spannungsversorgung wurde mittels induktiver Kopplung realisiert, außerhalb des Implantats in einem separaten Gehäuse untergebracht und über eine hermetische Glasdurchführung mit dem Implantat verbunden.

2.3.2 Intraoperative Kraftmessung

Nicht nur an Implantaten, wie bisher beschrieben, sondern auch während der Operation ist es notwendig, Kräfte und Momente zu messen. Während der achtziger Jahre wurde die minimalinvasive Chirurgie entwickelt. Dabei werden die chirurgischen Instrumente durch kurze Einschnitte in der Haut ins Körperinnere geführt. Der Chirurg operiert über scheren- und zangenartige Instrumente im Körperinnern ohne direkten Sichtkontakt. Nur über eine Kamera mit Kaltlichtquelle, die über einen weiteren Schnitt eingeführt wird, bekommt

er Einblick in das Operationsfeld. Für den Patienten bedeutet diese Art der Operation ein geringeres Trauma und damit eine schnellere Genesung [ZBGI91]. Außerdem bietet die minimalinvasive Chirurgie ein besseres kosmetisches Ergebnis, da sehr viel kleinere Narben erzeugt werden. Doch ergeben sich durch diese Operationstechnik auch Nachteile: Der Chirurg braucht eine längere Lernkurve, bis er bestimmte Eingriffe in einer hohen Qualität durchführen kann, gerade wenn er wenig Erfahrung im Allgemeinen mit laparoskopischer Chirurgie hat [Jaf05]. Dem Chirurgen fehlt die direkte Hand-Auge-Koordination und der dreidimensionale Seheindruck [SW94]. Darüber hinaus können minimalinvasive Eingriffe durchschnittlich länger dauern, da einige Tätigkeiten wie das Knüpfen von Knoten wesentlich aufwändiger sind [SKH05]. Ein weiterer Nachteil ergibt sich dadurch, dass der Operationssitus mit einem Gas (Stickstoff oder Kohlenstoffdioxid) aufgepumpt wird, um eine freie Sicht und Handhabung der Geräte zu ermöglichen. Dadurch kann es aber zu Gasembolien kommen, die sogar zum Tode des Patienten führen können [CDV96].

Noch einen Schritt weiter als die laparoskopische Medizin geht die Telemedizin. Bei dieser Technik arbeitet der Chirurg nicht direkt beim Patienten, sondern an einem Manipulator. Über ein Kamerasystem bekommt er die benötigten optischen Informationen, um den Eingriff ausführen zu können. Er steuert dabei einen Operationsroboter, welcher seine Bewegungen umsetzt. Der große Vorteil einer solchen Operationstechnik ist es jedoch, dass der Roboter nicht ermüdet und somit in für einen Menschen ungünstigen Haltungen über längere Zeit verharren kann. Außerdem wird das Problem des Handzitterns durch einen Roboter ausgeklammert. Allerdings fehlt bei diesen Systemen eine Kraftinformation, die das Operationswerkzeug auf das Gewebe ausübt, da es keine mechanische Kopplung zwischen Geräten und Manipulator gibt. Diese Rückkopplung kann erst durch die Messung der auf das Instrument wirkenden Kräfte und einer aktiven Steuerung des Manipulators in Abhängigkeit der Kräfte erreicht werden. Der Chirurg soll dabei den Eindruck erhalten, er stoße mit seinem Instrument auf einen Widerstand. In den folgenden Abschnitten werden Möglichkeiten der Kraftmessung an chirurgischen Instrumenten vorgestellt. Dabei wird zunächst mit Instrumenten für die herkömmliche Chirurgie begonnen. Die meisten Anwendungen finden sich hier im Bereich der Orthopädie. Danach werden sensorintegrierte Instrumente für die laparoskopische Chirurgie und die Telechirurgie vorgestellt.

Klößner et al. [KRB03] stellten 2003 eine mit Kraftsensoren ausgestattete Zange vor, um die Spannung eines Implantats zur Korrektur einer Form der Wirbelsäulenverkrümmung – der *Skoliose* – zu messen. Bei der Skoliosetherapie wird versucht, die Wirbelsäule durch den Einsatz von metallischen Implantaten zu begradigen. Diese bringen Zugkräfte auf der einen und Druckkräfte auf der anderen Seite auf die verkrümmte Wirbelsäule auf, welche ein Biegemoment verursachen und die Wirbelsäule so langsam begradigen. Dabei muss die Kraft im richtigen Bereich eingestellt werden. Bereits im Jahr 1971 wurde ein Implantat mit einem Kraftsensor ausgestattet, welches jedoch im Körper verblieb [NE71]. Wird die dauer-

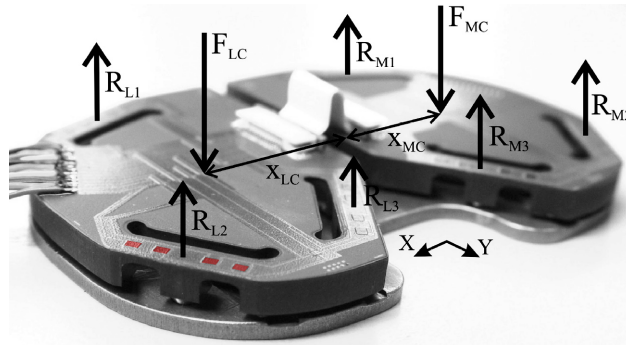


Abbildung 2.16: Probeinlay für das *soft tissue balancing* bei der Implantation einer Knieendoprothese (überarbeitet aus [CMF⁺05])

hafte Kraftmessung nach der Implantation nicht benötigt, so bietet es sich an, die Kraftmessungsvorrichtung so auszuführen, dass diese bei mehreren Patienten wiederverwendet werden kann. Daher ist es sinnvoll, die Kraftmessung entweder im benötigten Instrumentarium unterzubringen oder ein zusätzliches Instrument mit Kraftsensoren auszustatten. Klöckner stattete eine handelsübliche chirurgische Zange dazu mit einer Kraftsensorik auf der Basis eines Biegeelements mit Anzeige im Griff der Zange aus. Unter Last verformt sich ein Griff der Zange und die zugehörige Kraft kann auf einer Skala abgelesen werden. Mit Hilfe dieser Zange konnten die auf ein „Ventrales Derotationsspondylodese“-Implantat, welches die Standard-Behandlungsmethode bei *ventraler Skoliose* ist, abgelesen werden.

Eine zweite Anwendung für intraoperative Kraftmessung ist das sogenannte *soft tissue balancing* oder *ligament balancing* beim Einsetzen künstlicher Kniegelenke. Damit wird das Egalisieren der Spannungen der seitlichen Bänder am Kniegelenk bezeichnet. Diese halten das Kniegelenk auch bei einem eingesetztem Implantat zusammen, wohingegen die Kreuzbänder – je nach Aufbau des Implantats – unter Umständen entfernt werden. Um die Funktion der Knieendoprothese sicherzustellen, müssen die Spannungen am medialen und lateralen Band gleich sein. Dies wird entweder durch Spreizung des Gelenkspaltes per Hand und Einsetzen von Abstandshaltern oder durch Navigationssysteme gemessen [MWK03]. Anschließend wird die Spannung durch Einschneiden der Bänder eingestellt, sodass diese medial und lateral gleich sind. Es ist ersichtlich, dass diese Methode stark vom Kraftempfinden und der Erfahrung des Chirurgen abhängt, da allein durch manuelles Ziehen und Biegen die Bandkräfte geschätzt werden. Um Kräfte quantitativ messen zu können, wurden Probeimplantate mit einer integrierten Kraftmesselektronik entworfen. Umfangreiche Arbeiten zu diesem Thema wurden von Crottet [CMF⁺04, CMF⁺05, CKS⁺07] durchgeführt. Er entwarf ein Probeimplantat mit Dickfilm-DMS, das in Abbildung 2.16 zu sehen ist. Mit Hilfe dieses Implantats war es möglich, den Betrag und den Kraftangriffspunkt der Normalkräfte auf den medialen und lateralen Kondylus zu messen und so auf Grundlage eines biomechanischen Modells die Bandspannungen zu berechnen. Man sieht in dem Implantat die qua-

dratischen Dehnungsmessstreifen, welche über den eingebrachten Biegebalken angebracht sind. In Abbildung 2.16 sieht man die vier Dehnungsmessstreifen für eine der sechs Messstellen (R_{L2}) rot markiert. Sie sind an den Randbereichen der konstruierten Schwachstellen angebracht, wo hohe Dehnungen zu erwarten sind, und bestehen aus einer gerakelten Paste aus leitenden Rubidiumoxid-Partikeln mit Glas als Füllstoff. Diese Paste wird ausgeheizt und weist anschließend einen k -Faktor von $k = 12$ auf. Damit liegen diese DMS mit Ihrer Empfindlichkeit zwischen der von Halbleiter-DMS und DMS aus Metall. Das Probeinlay wurde in einem Humanversuch erfolgreich getestet. Ein weiteres Probeimplantat, welches anstatt Dehnungsmessstreifen Drucksensoren verwendete, wurde von unserer Arbeitsgruppe untersucht [NSF⁺09]. Hierbei wurde unter Einwirkung einer äußeren Kraft über Stempel ein Silikongel in einem Zylinder komprimiert. Diese Kompression wurde über den Drucksensor gemessen und damit die Kraft bestimmt, die auf den Stempel wirkte. Auch so konnten Kraftangriffspunkt und -betrag für beide Kondylen gemessen werden.

Ein sensorbestückter Spacer wurde von Herzberg et al. vorgestellt [HPS07]. Mit ihm wurden Bandspannungen an über 150 Patienten gemessen. Durch eine Messung mit zwei unterschiedlich dicken Spacern und einem biomechanischen Modell konnten anatomische Parameter wie Beinlänge und -gewicht sowie seine Lage im Raum eliminiert werden und die Bandspannungen berechnet werden. Ein fester Wert für die Bandspannungen ist nach Erkenntnis der Autoren nicht ermittelbar. Vielmehr verändert sich der Druckpunkt von anterior nach posterior im Kniee mit zunehmender Bandspannung. Sie sollte daher so eingestellt werden, dass sich ein physiologisch korrekter Druckpunkt ergibt. Außerdem ist es wichtig, auf ein gleichmäßiges *soft tissue balancing* zu achten, da dies die Qualität des Ergebnisses nach Kniegelenksoberflächenersatz stark beeinflusst.

Wie bereits erwähnt, ist eine Kraftmessung in der laparoskopischen Chirurgie sehr sinnvoll, weil dem Chirurgen das direkte haptische Feedback bei den Instrumenten fehlt. Es kommen Werkzeuge mit langen Schäften wie Zangen, Scheren oder Extraktoren zum Einsatz. Diese werden durch einen kleinen Schnitt ins Innere des Körpers an den Ort der Operation geführt. Die Werkzeuge bieten nur begrenzt Informationen darüber, welche Kräfte auf das Gewebe wirken. Um dies zu ermöglichen, können Kraftsensoren in diese Werkzeuge integriert werden. Callghan unterscheidet dabei zwischen der indirekten Kraftmessung am *proximalen* Ende des Werkzeuges, wo der Operateur das Werkzeug bedient, und der direkten Kraftmessung am *distalen* Ende [CMC08]. Letztere ist eine Messung der Kräfte direkt am Endeffektor des Werkzeuges, also an der Schere oder an den Greiferbacken. Bicchi et al. [BCDR⁺96] haben laparoskopische Werkzeuge wie Greifer und Scheren mit einem Sensormodul ausgestattet, mit dessen Hilfe die Stellung des Greifers beziehungsweise der Scherenklingen optisch mittels einer Leuchtdiode und einer Fotodiode als Empfänger und die ausgeübte Kraft auf das Gewebe über Dehnungsmessstreifen bestimmt werden konnte. Ein solches Werkzeug ist schematisch in Abbildung 2.17 zu sehen. Zur Kraftmessung

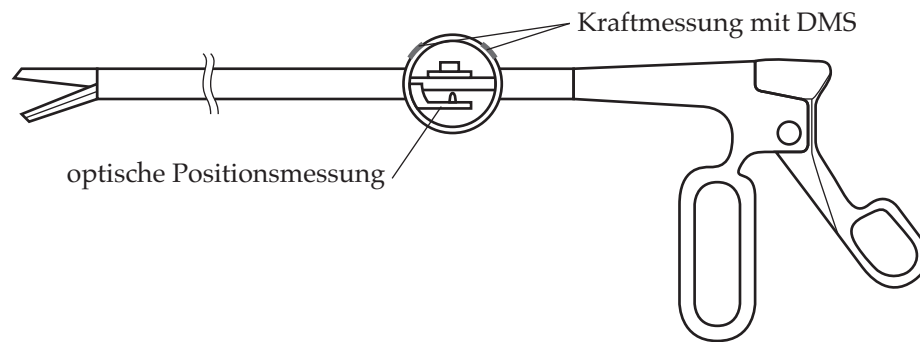
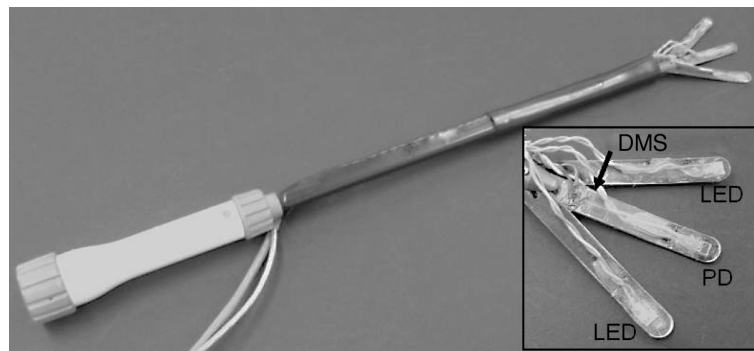


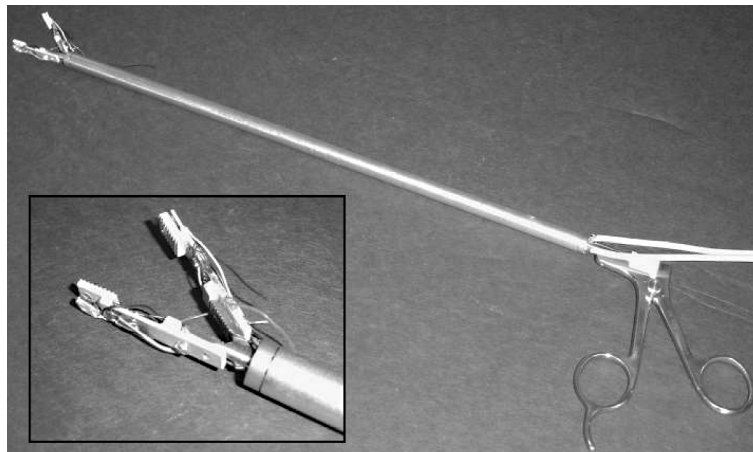
Abbildung 2.17: Mit Sensorik zur Positionserkennung der Scherenklingen und Kraftmessung ausgestattete laparoskopische Schere.

wurden auf einem Aluminiumring, der in den Schaft des Werkzeuges eingelassen wurde, Dehnungsmessstreifen platziert. Wird eine Kraft auf den Greifer aufgebracht, so entsteht eine Druckspannung, die auf den Schaft des Gehäuses wirkt und den Aluminiumring in horizontaler Richtung zusammengedrückt, was über die Dehnungsmessstreifen gemessen werden kann. Die Kraftmessung findet hier am Ende des Werkzeuges statt, so dass Reibungskräfte ebenfalls mitgemessen werden. Dies ist ein genereller Nachteil der indirekten Kraftmessung. Ein Beispiel für eine indirekte Kraftmessung, in der diese Probleme umgangen worden sind, ist von Zemiti et al. vorgestellt worden [ZOM04, ZMOB07]. Das Instrument wurde an der Eintrittsstelle in den Körper in einer doppelwandigen Hülse geführt, in welche ein Kraftsensor integriert wurde. Der äußere Teil dieser Hülse bestand aus einem Standard-Trokar. Durch die Führung des Instruments in der Hülse und die Platzierung des Kraftsensors wurde die Reibung zwischen Instrument und Körper nicht gemessen. Die Wirkung von Gravitationskräften wurde über ein mechanisches Modell eliminiert. Eine direkte Kraftmessung wurde von Fischer et al. bei verschiedenen laparoskopischen Instrumenten realisiert [FAS⁺06]. Das Ziel der Untersuchungen war es, eine *Ischämie* – eine Blutunterversorgung des Gewebes – zu erkennen. Dazu kann es kommen, wenn die Instrumente das Gewebe zu stark quetschen. Liegt eine Unterversorgung mit Blut über einen längeren Zeitraum vor, so kann es zu Gewebeschädigungen kommen. Um dies zu vermeiden, wurde ein Finger eines Leberretractors mit Dehnungsmessstreifen versehen, um so die Biegekräfte zu messen. Zwei metallische Dehnungsmessstreifen wurden dabei auf dem Retraktor angebracht und in einer Wheatstoneschen Halbbrücke verschaltet [PKMS⁺99]. Dieser Retraktor wurde dabei an ein Robotersystem gekoppelt, welches kraftgesteuert geregelt wurde. Die aufgebrachten Kräfte konnten dabei um über 40% gegenüber menschlicher Bedienung desselben Retractors reduziert werden. In einer zweiten Version wurde ein optischer Sensor hinzugefügt, der ebenfalls dazu dient Ischämien mittels Photoplethysmographie zu erkennen, da sauerstoffreiches und -armes Blut unterschiedliche Transmissions- bzw. Reflexionsspektren besitzen. So kann mittels zweier Leuchtdioden als Sender und einer Fotodiode als Empfänger die

Sauerstoffsättigung des Gewebes untersucht werden. Der Retraktor ist in Abbildung 2.18a



(a) Retraktor



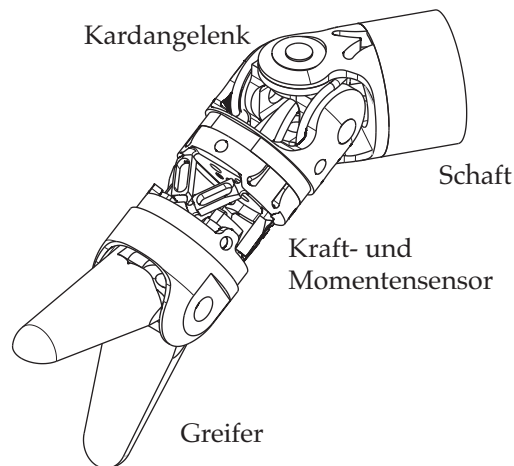
(b) Greifer

Abbildung 2.18: Mit optischen Sensoren und Dehnungsmessstreifen ausgestattete laparoskopische Instrumente zur Erkennung einer Ischämie (aus [FAS⁺06]).

zu sehen. In der Detailaufnahme sind die zwei Dehnungsmessstreifen und die Fotodiode (PD) auf dem mittleren Finger zu sehen. Auf den äußeren beiden Fingern erkennt man die beiden Leuchtdioden. Die Leuchtdioden emittieren Licht auf zwei unterschiedlichen Wellenlängen. Mit Hilfe einer Kalibrierungskurve kann die Sauerstoffsättigung des Gewebes berechnet werden. Als zweites Werkzeug ist in Abbildung 2.18b ein Greifer zu sehen. Hier wurde im Gegensatz zu dem in Abbildung 2.17 dargestellten Werkzeug eine direkte Kraftmessung in die Greiferbacken integriert. Diese ist in der Lage, Kräfte in drei Freiheitsgraden zu messen. Die Kraftmessung wurde darüber hinaus in einem motorisierten Aktuator für die robotische Chirurgie integriert. Gerade hier ist die Implementierung sehr sinnvoll, da es so möglich ist, eine Kraftbegrenzung für Roboterbewegungen einzuführen, um Gewebeschäden zu vermeiden.

Wie bereits erwähnt, ist der Einsatz der Kraftmessung in der minimalinvasiven robotischen Chirurgie (MIRC) eine sinnvolle Erweiterung des Operationssystems, um Verletzungen des Patienten durch den Roboter zu vermeiden. Eine reine Wegsteuerung kann sehr hohe Kräfte

verursachen, wenn der Roboter auf ein Hindernis stößt. Bei Operationen sind diese „Hindernisse“ meist Teile des menschlichen Körpers, die durch den Roboter – eventuell sogar lebensgefährlich – verletzt werden können. Daher wird versucht, in diesem Teilgebiet der Medizin Sicherheitsmaßnahmen zu treffen. Eine Möglichkeit dies zu tun bieten Arbeitsraumbegrenzungen, die dem Roboter auferlegt werden können. Unabhängig von der Medizin betrachten Abbott und Okamura verschiedene Möglichkeiten von *forbidden-region virtual fixtures* [AO03]. Betrachtet wurden dabei Roboter, deren Bewegung direkt durch einen Menschen über einen Manipulator gesteuert wurden. Dabei wird bei Eindringen des Roboterarms in einen verbotenen Arbeitsraum die Bewegung des Armes so blockiert, dass der



(a) Robotischer Greifer mit integriertem Kraft- und Momentensensor (aus [SKH05])



(b) Robotisches Operationssystem (hier ohne Verkleidung der Roboter gezeigt, aus [KHN⁺09])

Abbildung 2.19: Robotisches Operationssystem *MiroSurge* des Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR).

Bediener auch hier das Gefühl hat, auf einen Widerstand zu stoßen. Je nach Wahl der Regelparameter kann die Härte dieses Widerstandes am Bediengerät eingestellt werden. So können die verbotenen Zonen entweder räumlich oder über am Endeffektor auftretende Kräfte definiert werden, welche mittels Kraftsensoren bestimmt werden. Es ist weiterhin möglich, die Härte des Widerstandes so einzustellen, dass der Bediener den Eindruck hat, entweder auf einen starren oder auf einen elastischen Körper zu treffen.

Wie am Anfang dieses Abschnittes erwähnt, bietet die laparoskopische Chirurgie einige Nachteile. Der wohl wichtigste ist die fehlende direkte Sicht auf den Operationssitus und die sich daraus ergebenden Folgen. Um diese auszuräumen, entwickelten Seibold et al. [SKH05] ein Robotersystem für die minimalinvasive Chirurgie (MIRS, *minimally invasive robotic surgery*). Mit Hilfe der robotischen Chirurgie können die Nachteile der fehlenden Hand-Auge-Koordination sowie der Verlust von Freiheitsgraden und Geschicklichkeit innerhalb des Körpers überwunden werden. Durch eine geeignete Steuerung des Endeffektors des Roboters ist es möglich, Bewegungen zu skalieren und somit die Präzision zu steigern. Unerwünschte Bewegungen – wie beispielsweise durch einen Tremor hervorgerufen – können unterdrückt werden. Außerdem können Bewegungen des Körpers, wie beispielsweise ein schlagendes Herz, durch den Roboter automatisch kompensiert werden. Durch die Telechirurgie mit einer geeigneten Steuerung kann dem Chirurgen nach Meinung der Autoren somit wieder die gewohnte Hand-Auge-Koordination zurückgegeben werden. Er selber sitzt dabei vor einer Konsole und steuert die Bewegungen der Roboterarme. Das daraus entwickelte System *MiroSurge* des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR) besteht aus drei Robotern, die über spezielle Manipulatoren gesteuert werden. Der Chirurg hat Einblick in den Operationssitus über einen Monitor, der mittels 3D-Brille ein dreidimensionales Bild erzeugt. Am Patienten operieren dann drei am Operationstisch befestigte Roboter, wie es Abbildung 2.19b in einer Demonstration zeigt. Neben den Robotern und der Steuerkonsole für den Chirurgen sind auch auf das System angepasste sensorintegrierte Instrumente entworfen worden. [KHN⁺09] Der Prototyp eines Armes mit einem Greifer als Endeffektor, in dem ein Kraftsensor integriert ist, ist in Abbildung 2.19a zu sehen. Der Arm hat lediglich einen Durchmesser von 10 mm. Auf eben diesen Durchmesser ist auch der Kraftsensor miniaturisiert. Er basiert auf einer Stewart-Plattform-Geometrie und kann Kräfte von einem Betrag von $\pm 2,5\text{ N}$ in allen Raumrichtungen messen. In Richtung der Rotationsachse des Roboterarmes beträgt die Auflösung des Sensors dabei 0,25 N und in den beiden normal dazu liegenden Raumrichtungen 0,05 N. Weiterhin zeigt der Sensor teilweise ein konstruktionsbedingtes, nicht-ideales Verhalten bezüglich Linearität und Übersprechen zwischen den einzelnen Messkanälen. Dennoch ist es möglich, Kräfte aufgelöst nach Raumrichtungen reproduzierbar innerhalb der gezeigten Auflösungen zu messen.

3 Theoretische Grundlagen

Das folgende Kapitel gibt einen Überblick über die für diese Arbeit benötigten theoretischen Grundlagen. Dabei wird zunächst auf Grundzüge der Elastizitätstheorie eingegangen. Anschließend wird die Änderung des Widerstandes von Leitern unter Dehnung betrachtet und die physikalischen Effekte dazu werden erklärt. Zuletzt wird das Thema Dehnungsmessstreifen und die Anwendung in Kraft- und Momentensensoren erläutert.

3.1 Elastizitätstheorie

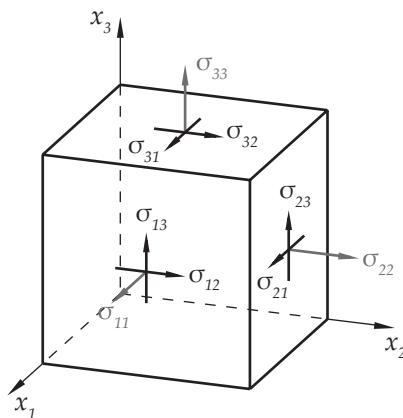


Abbildung 3.1: Definition der Koeffizienten des Spannungstensors.

Der folgende Abschnitt beschäftigt sich mit der elastischen Verformung von Körpern, welche durch äußere Kräfte hervorgerufen werden, die an dem Körper angreifen. Sie verursachen innere Kräfte am belasteten Körper, welche nach Außen nicht sichtbar sind und nur an virtuellen Schnittflächen durch den Körper bestimmt werden können. An den Schnittflächen gibt es aufgrund der Gleichgewichtsbedingungen Reaktionskräfte, welche als mechanische Spannungen bezeichnet werden und in allen Raumrichtungen wirken. Dabei gibt es Komponenten, die senkrecht zur Schnittfläche stehen, und andere, die in der Schnittebene

liegen. Erstere werden als *Normalspannungen* bezeichnet und letztere als *Schubspannungen*. Der Spannungszustand in einem Körper lässt sich über den Spannungstensor

$$\boldsymbol{\sigma} = [\sigma_{ij}] = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

beschreiben. Dieser wird definiert aus den normalen und tangentialen Schnittkräften aus drei senkrecht aufeinanderliegenden Schnitten entlang der Achsen des Koordinatensystems. Die Richtungen der Spannungen auf einem Volumenstück des Festkörpers lassen sich aus Abbildung 3.1 entnehmen. Aus Gründen der Gleichgewichtsbedingungen für die Schubspannungen – diese sind in zwei senkrecht aufeinander stehenden Schnitten gleich groß – ist der Spannungstensor symmetrisch und beschränkt sich auf verschiedene 6 Koeffizienten, d.h es gilt $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$. Für den Fall, dass $i = j$ ist, handelt es sich um Normalspannungen. Alle anderen Komponenten sind Schubspannungen. Der Spannungstensor lässt sich daher vereinfacht wie folgt schreiben:

$$\boldsymbol{\sigma} = [\sigma_{ij}] = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{12} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{13} & \sigma_{23} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Wie bereits erwähnt, führen elastische Spannungen zu Verformungen im Körper. Die dimensionslose Dehnung beschreibt dabei das Verhältnis der Längenänderung des Körpers zu seiner Ausgangslänge. Neben den Dehnungen gibt es auch Winkeländerungen, die *Gleitungen* genannt werden. Aus diesen beiden Änderungen lässt sich analog zum Spannungstensor ein *infinitesimaler Verzerrungstensor* für einen Festkörper darstellen:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = [\varepsilon_{ij}] = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{12} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{13} & \varepsilon_{23} & \varepsilon_{33} \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Die Koeffizienten auf der Hauptdiagonalen geben dabei die Dehnungen an, wohingegen die anderen Koeffizienten Gleitungen repräsentieren.

3.1.1 Elastizitätsgesetz

Wie bereits dargestellt, verursachen mechanische Spannungen Verformungen in einem Körper. Dabei unterscheidet man elastische und plastische Verformungen. Elastische Verformungen sind reversibel, wohingegen plastische Verformungen irreversibel sind und somit nach Entlastung dauerhaft zurückbleiben. Ein elastisch verformter Körper hingegen nimmt nach Wegnahme der Belastung wieder seine ursprüngliche Form an. Das Verhalten

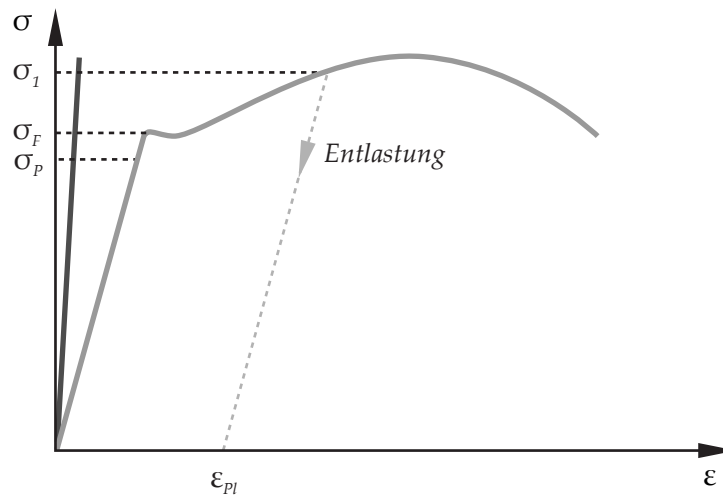


Abbildung 3.2: Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines duktilen Werkstoffes (hellgraue Kennlinie) und eines spröden Werkstoffes (dunkelgraue Kennlinie)

und das Vorhandensein eines plastischen Verformungsbereiches hängt von den Materialeigenschaften ab. Zur Charakterisierung dient ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm, welches den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung im statischen Fall beschreibt. Aus Gründen der Einfachheit wird hier zunächst nur ein einachsiger Spannungszustand betrachtet. Aus dem Spannungs-Dehnungs-Diagramm in Abbildung 3.2 sieht man anhand der hellgrauen Kennlinie, dass bei einem *duktilen* Werkstoff bis zur Proportionalitätsgrenze σ_P ein linearer Zusammenhang zwischen Dehnung und mechanischer Spannung besteht. Im Bereich zwischen Proportionalitätsgrenze und Fließgrenze verhält sich das Material ebenfalls elastisch, zeigt aber kein lineares Verhalten mehr. Oberhalb der Fließgrenze σ_F fängt das Material an, sich plastisch zu verformen. Eine Entlastung eines mit der Spannung σ_1 beaufschlagten Körpers würde den gestrichelten Verlauf nehmen. Man sieht, dass dann auch ohne Spannung eine bleibende Dehnung ε_{pl} auftritt. Betrachtet man die Spannungs-Dehnungskennlinie, erkennt man, dass diese nach Erreichen einer maximalen Spannung mit weiter zunehmender Dehnung wieder abnimmt, was auf einen sich verringernden Querschnitt zurückzuführen ist. Die Kennlinie endet bei der Bruchdehnung des Materials. Hier kann das Material die auftretenden Spannungen nicht mehr aufnehmen und wird zerstört. Ein anderes Verhalten zeigt ein *sprödes* Material wie beispielsweise Silizium. Dieses folgt der dunkelgrauen Kennlinie. Hier tritt quasi keine plastische Verformung auf. Es kommt vielmehr zu einem spontanen Bruch des Werkstoffes bei Überschreitung einer kritischen Spannung beziehungsweise Dehnung.

Für die meisten technischen Anwendungen interessant ist der lineare Dehnungsbereich un-

Tabelle 3.1: Vereinfachungsvorschrift für Indizes im Hooke'schen Gesetz durch Symmetrie

alter Index	wird ersetzt durch
11	1
22	2
33	3
23	4
13	5
12	6

terhalb der Grenze σ_p . In diesem Bereich wird die Beziehung zwischen Dehnung und Spannung durch das *Hooke'sche Gesetz* beschrieben. Im eindimensionalen Fall lautet es:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (3.4)$$

Dabei wird die Größe E als Elastizitätsmodul bezeichnet und gibt ein Maß für die Festigkeit des Materials an. In seiner allgemeinen Form für dreidimensionale Spannungszustände werden aus den skalaren Größen des Hooke'schen Gesetzes Tensoren:

$$\sigma_{ij} = \sum_{k,l} E_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad (3.5)$$

Der Spannungstensor $[\sigma_{ij}]$ und der Dehnungstensor $[\varepsilon_{kl}]$ werden über den Elastizitätstensor $[E_{ijkl}]$ verknüpft. Dieser berücksichtigt unterschiedliche Werkstoffeigenschaften in verschiedenen Raumrichtungen. Aufgrund der Symmetrie des Spannungs- und Elastizitätstensors dürfen i, j bzw. k, l vertauscht werden. Dadurch besitzt der Steifigkeitstensor statt 81 nur 36 unabhängige Koeffizienten und kann als Tensor zweiter Stufe geschrieben werden:

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} c_{1111} & c_{1122} & c_{1133} & c_{1123} & c_{1113} & c_{1112} \\ c_{2211} & c_{2222} & c_{2233} & c_{2223} & c_{2213} & c_{2212} \\ c_{3311} & c_{3322} & c_{3333} & c_{3323} & c_{3313} & c_{3312} \\ c_{2311} & c_{2322} & c_{2333} & c_{2323} & c_{2313} & c_{2312} \\ c_{1311} & c_{1322} & c_{1333} & c_{1323} & c_{1313} & c_{1312} \\ c_{1211} & c_{1222} & c_{1233} & c_{1223} & c_{1213} & c_{1212} \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Diese Reduktion ermöglicht eine einfachere Darstellung des Hooke'schen Gesetzes in Matrixschreibweise. Noch kürzer ist die Darstellung der Indizes in der *Voigtschen Notation*, welche im Folgenden angewendet werden soll. Dabei werden die Indexkombinationen i, j bzw. k, l zur Übersichtlichkeit vereinfacht, wie in Tabelle 3.1 vorgestellt. So wird beispielsweise aus dem Index c_{1321} der Index c_{56} . Hierbei sei angemerkt, dass Aufgrund des Symmetrie des Elastizitätstensors $c_{1321} = c_{1312}$ gilt. Weiterhin ist darauf zu achten, dass die Koeffizi-

enten von Spannungs- und Verzerrungstensor, die nicht auf der Hauptdiagonalen liegen, doppelt auftauchen. Bei den Verzerrungskoeffizienten gilt deshalb $\varepsilon_4 = 2 \cdot \varepsilon_{23}$, $\varepsilon_5 = 2 \cdot \varepsilon_{13}$ und $\varepsilon_6 = 2 \cdot \varepsilon_{12}$. In der Matrizenform lautet Gleichung 3.5 dann:

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} & c_{15} & c_{16} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} & c_{24} & c_{25} & c_{26} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} & c_{34} & c_{35} & c_{36} \\ c_{41} & c_{42} & c_{43} & c_{44} & c_{45} & c_{46} \\ c_{51} & c_{52} & c_{53} & c_{54} & c_{55} & c_{56} \\ c_{61} & c_{62} & c_{63} & c_{64} & c_{65} & c_{66} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Weitere Vereinfachungen dieses Gesetzes lassen sich durch spezielle Werkstoffeigenschaften erreichen, von denen die Wichtigsten im Folgenden vorgestellt werden. Dabei geht es vor allen Dingen um die Reduktion der Anzahl der Koeffizienten im Elastizitätstensor, welche durch Symmetrien im Werkstoff hervorgerufen werden.

3.1.1.1 Isotropie

Das Hooke'sche Gesetz in Gleichung 3.5 beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannungstensor und Verzerrungstensor im allgemeinen Fall. Dabei kann das Material in jeder Raumrichtung unterschiedliche elastische Eigenschaften besitzen. Die größte Vereinfachung dabei bildet die *Isotropie*. Isotrope Materialien besitzen in allen Raumrichtungen die gleichen Eigenschaften. Bei vollständiger Isotropie kann die Anzahl der Koeffizienten im Elastizitätstensor so reduziert werden, dass sein Verhalten über ein skalares Elastizitätsmodul E und die Poisson'sche Querkontraktionszahl ν beschrieben werden kann. Die Querkontraktionszahl gibt an, wie sich das Material in den zwei orthogonalen Richtungen zu einer aufgebrachten Dehnung verhält. Sie definiert das Verhältnis von Längenzunahme (Längsrichtung) und Dickenabnahme in den beiden orthogonalen Richtungen (Querrichtung). Sie wird definiert über den Quotienten der Dehnung in Querrichtung ε_q und der Dehnung in Längsrichtung ε_l :

$$\nu = -\frac{\varepsilon_q}{\varepsilon_l} \quad (3.8)$$

Mit Hilfe der Querkontraktionszahl lassen sich Bedingungen für isotrope Werkstoffe aufstellen, die in [DG09] und Anhang A nachzulesen sind. Durch Einsetzen dieser Bedingungen in Gleichung 3.7 erhält man für das Hooke'sche Gesetz die vereinfachte Form:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{bmatrix} = \frac{1}{E} \begin{bmatrix} 1 & -\nu & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & 1 & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & -\nu & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1+\nu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1+\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1+\nu \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Isotropie kann bei vielen Konstruktionswerkstoffen, wie beispielsweise Metallen oder Keramiken, angenommen werden.

3.1.1.2 Orthotropie

Als Orthotropie bezeichnet man eine Form der Anisotropie, bei der es mindestens zwei orthogonale Symmetrieebenen gibt [HNK10]. Dadurch ergeben sich drei aufeinander stehende Vorzugsrichtungen. Wenn diese Vorzugsrichtungen mit den Achsen des Koordinatensystems zusammenfallen, dann gilt für das Hooke'sche Gesetz

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{22} & c_{23} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{23} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Es treten also maximal neun unabhängige Elastizitätskonstanten auf. Ein Beispiel für ein orthotropes Material ist einkristallines Silizium.

3.2 Widerstand eines Leiters

Das elektrische Feld innerhalb eines Leiters mit der Leitfähigkeit ρ wird über das Ohm'sche Gesetz beschrieben:

$$\begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho_{11} & \rho_{12} & \rho_{13} \\ \rho_{21} & \rho_{22} & \rho_{23} \\ \rho_{31} & \rho_{32} & \rho_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} j_1 \\ j_2 \\ j_3 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

Für einen isotropen Leiter reduziert sich der Leitfähigkeitstensor zu einer skalaren Leitfähigkeit ρ . Der Widerstand des in Abbildung 3.3 dargestellten isotropen Leiters, der mit

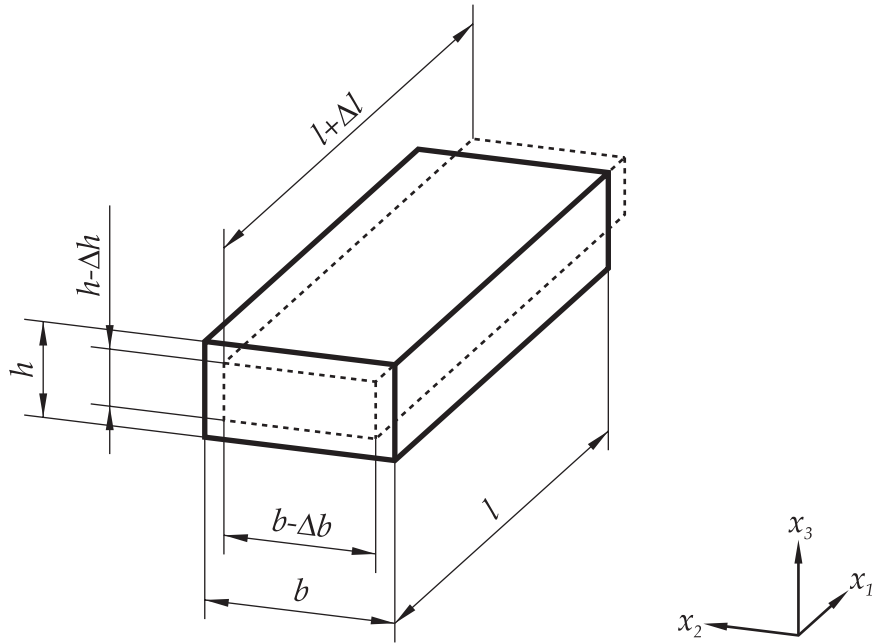


Abbildung 3.3: Rechteckiger Leiter mit einer Dehnung in x_1 -Richtung

einem Strom der Stromdichte $\mathbf{j} = (\frac{l}{b \cdot h}, 0, 0)^T$ in x_1 -Richtung durchflossen wird, berechnet aus dem Ohm'schen Gesetz:

$$R = \rho \frac{l}{b \cdot h} \quad (3.12)$$

Durch mechanische Dehnung des Leiters verändert sich der elektrische Widerstand. Ursache sind die Änderung der Geometrie des Leiters und die Änderung des spezifischen elektrischen Widerstandes. Durch eine elastische Dehnung in x_1 -Richtung nimmt seine Länge in dieser Richtung zu und die Querschnittsfläche in der $x_2 - x_3$ -Ebene verringert sich. In Abbildung 3.3 ist diese Gestaltänderung durch die gestrichelte Kontur dargestellt. Unter Verwendung des Hooke'schen Gesetzes für ein isotropes Material (Gleichung 3.9) für eine Dehnung in x_1 -Richtung ergibt sich für den Widerstand des Leiters in Abhängigkeit der Dehnung:

$$\tilde{R}(\epsilon) = \rho(\epsilon) \frac{l + \Delta l}{(b - \Delta b)(h - \Delta h)} = \rho(\epsilon) \frac{l(1 + \epsilon)}{b \cdot h(1 - \nu\epsilon)^2} \quad (3.13)$$

Dieser nichtlineare Term kann für kleine Dehnungen im technisch relevanten Bereich ($\epsilon < 0,1\%$) mit guter Näherung linearisiert werden. Hierzu wird das totale Differenzial der Widerstandsänderung betrachtet:

$$\Delta R = \frac{\partial R}{\partial \rho} \Delta \rho + \frac{\partial R}{\partial l} \Delta l + \frac{\partial R}{\partial b} \Delta b + \frac{\partial R}{\partial h} \Delta h \quad (3.14)$$

Durch Einsetzen der partiellen Ableitungen von Gleichung 3.12 ergibt sich für die Widerstandsänderung:

$$\begin{aligned} \frac{\Delta R}{R} &= \frac{\Delta \rho}{\rho} + \underbrace{\frac{\Delta l}{l}}_{=\varepsilon} - \underbrace{\frac{\Delta b}{b} + \frac{\Delta h}{h}}_{=-2\nu\varepsilon} \\ &= \underbrace{\frac{\Delta \rho}{\rho}}_{\text{piezoresistiver Anteil}} + \underbrace{\varepsilon(1+2\nu)}_{\text{geometrischer Anteil}} \end{aligned} \quad (3.15)$$

Der Fehler, der sich dabei gegenüber Gleichung 3.13 ergibt, ist sehr gering. Abbildung 3.4

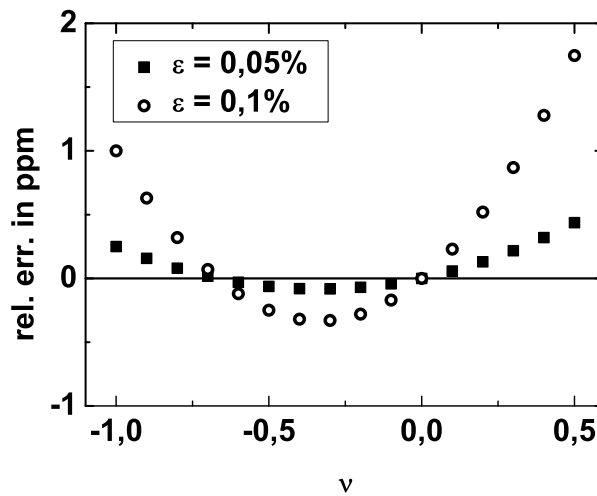


Abbildung 3.4: Relativer Fehler der Widerstandsänderung durch Linearisierung über das totale Differenzial

zeigt den relativen Fehler in Abhängigkeit der Poisson'schen Querkontraktionszahl im Bereich von $-1 \leq \nu \leq 0,5$. Selbst bei Dehnungen von $\varepsilon = 0,1\%$ bleibt der Fehler stets unter $|f| < 2\text{ ppm}$, was die Verwendung von Gleichung 3.15 rechtfertigt. Bei den meisten technisch relevanten Metallen liegt die Poisson'sche Querkontraktionszahl im Bereich von 0,2 bis 0,5 [Kö54].

3.2.1 Der piezoresistive Effekt

Unter dem *piezoresistiven Effekt* versteht man die Veränderung des spezifischen elektrischen Widerstandes ρ unter Einwirkung einer mechanischen Dehnung. Der Effekt ist auch unter dem Namen Elastowiderstandseffekt bekannt und wurde sowohl für Metalle als auch für Halbleiter [Smi54, TS02] beschrieben.

3.2.1.1 Der piezoresistive Effekt bei Metallen

Bei Metallen wurde der Effekt an Drähten und Folien für hydrostatischen Druck und für einen einachsigen Spannungszustand parallel zur Stromrichtung (longitudinaler Effekt) und orthogonal zur Stromrichtung von Bridgman untersucht [Bri23, Bri25, Bri53]. Weitere Messungen von Druyvestein [Dru51] und Kuczynski [Kuc54] folgten. Sie zeigen, dass die meisten Metalle eine Abhängigkeit $d\rho/(\rho \cdot d\varepsilon)$ zwischen spezifischem Widerstand und mechanischer Dehnung aufweisen. Die Ergebnisse sind je nach Publikation unterschiedlich. Auch innerhalb einer Publikation treten unterschiedliche Messwerte auf. Kuczynski erhält bei seinen Messungen an Kupfer und Nickel-Drähten eine steigende Empfindlichkeit mit zunehmendem Durchmesser des Drahtes. Dies begründet er mit der zunehmenden kristallographischen Anisotropie bei größeren Drahtdurchmessern.

Heute ist es üblich, die Änderung des spezifischen Widerstandes unter Dehnung durch eine empirische Konstante zu beschreiben. Bridgman fand einen linearen Zusammenhang zwischen Volumenänderung und Änderung des spezifischen Widerstandes [Bri32]:

$$\frac{d\rho}{\rho} = C \frac{dV}{V} = \varepsilon \cdot C(1 - 2\nu) \quad (3.16)$$

Mit Hilfe dieser Gleichung berechnet sich die Widerstandsänderung für Metalle wie folgt:

$$\frac{\Delta R}{R} = \varepsilon \cdot C(1 - 2\nu) + \varepsilon(1 + 2\nu) \quad (3.17)$$

Typische Werte für C liegen bei Metallen im Bereich von 1,13 bis 1,15 [PL62]. Einige Metalle weisen jedoch höhere Werte auf: für Nickel gilt $C = -10$ und für Platin ist ein Wert von $C = 4,4$ angegeben [PAW01].

3.2.1.2 Der piezoresistive Effekt bei Halbleitern

Wesentlich ausgeprägter als in Metallen tritt der piezoresistive Effekt in Halbleitern auf. Erstmals wurde er 1954 von Smith [Smi54] beschrieben. Heute wird er technologisch meist in Silizium genutzt. Aber auch andere Materialien wie Graphit [BCR72, FA93], Siliziumcarbid [WZM06] oder Indium-Zinn-Oxid (ITO) [DGAS96] weisen den Effekt auf. Im folgenden beschränke ich mich auf die Betrachtung von monokristallinem Silizium. Wie bereits erwähnt, gilt für mechanisch spannungsfreies Silizium das Ohm'sche Gesetz nach Gleichung 3.11. Legt man die Koordinatenachsen entlang der $\langle 100 \rangle$ -Richtungen, so berechnen sich die Komponenten des Tensors des spezifischen Widerstandes über die Formel $\rho_{ij} = \delta_{ij} \cdot \rho_0$, da mechanisch nicht verspanntes Silizium als isotroper Leiter betrachtet werden kann. Dabei

bezeichnet δ_{ij} das Kronecker-Delta . Kommt eine mechanische Spannungskomponente hinzu, erweitert sich das Ohm'sche Gesetz in folgende Form:

$$\begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho_0 + \Delta\rho_{11} & \Delta\rho_{12} & \Delta\rho_{31} \\ \Delta\rho_{12} & \rho_0 + \Delta\rho_{22} & \Delta\rho_{23} \\ \Delta\rho_{31} & \Delta\rho_{23} & \rho_0 + \Delta\rho_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} j_1 \\ j_2 \\ j_3 \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

Die Änderungen $\Delta\rho_{ij}$ des spezifischen Widerstandes sind abhängig vom mechanischen Spannungszustand und werden über die piezoresistiven Koeffizienten π_{ijkl} miteinander verknüpft:

$$\Delta\rho_{ij} = \sum_{k,l} \pi_{ijkl} \sigma_{kl} \quad (3.19)$$

Analog zum Hooke'schen Gesetz erhält man im allgemeinen Fall einen Tensor mit 81 Koeffizienten. Aufgrund der Symmetrien des Kristallgitters von Silizium und der ebenso beim Hooke'schen Gesetz betrachteten Gleichgewichtsbedingungen lässt sich der Tensor auf eine 6x6-Matrix mit nur 3 unabhängigen Koeffizienten $\pi_{11}, \pi_{12}, \pi_{44}$ reduzieren. In Matrixschreibweise bedeutet dies:

$$\frac{1}{\rho_0} \begin{bmatrix} \Delta\rho_{11} \\ \Delta\rho_{22} \\ \Delta\rho_{33} \\ \Delta\rho_{23} \\ \Delta\rho_{31} \\ \Delta\rho_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \pi_{11} & \pi_{12} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{11} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{12} & \pi_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{31} \\ \sigma_{12} \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

Die Werte der piezoresistiven Koeffizienten sind weiterhin abhängig von der Dotierung

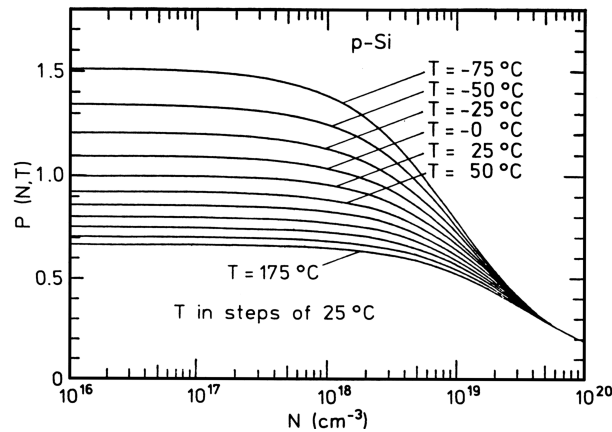


Abbildung 3.5: Veränderung der Ausprägung des piezoresistiven Effekts mit der Dotierung und Temperatur für p-dotiertes Silizium (aus [GHZ94])

und der Temperatur des Halbleiters, wie Abbildung 3.5 für p-dotiertes Silizium zeigt. Auf

Tabelle 3.2: Piezoresistive Koeffizienten für n- und p-dotiertes Silizium (aus [Kan91])

Dotierung	spez. Widerstand Ωcm	π_{11}	π_{12} Pa^{-1}	π_{44}
n-type	11,7	-102,2	+53,4	-13,6
p-type	7,8	+6,6	-1,1	+138,1

der Ordinate ist in dem Diagramm die Dotierung aufgetragen. Auf der Abszisse ist die relative Ausprägung des piezoresistiven Effektes aufgetragen als 1 ist dabei die Empfindlichkeit bei einer Dotierung von $N = 10^{16} \text{ cm}^{-3}$ bei einer Temperatur von 25°C gewählt. In den Graphen wird deutlich, dass bei einer konstanten Temperatur bis zu einer Dotierung von etwa 10^{18} cm^{-3} die Empfindlichkeit nur geringfügig abnimmt. Darüber hinaus fällt die Empfindlichkeit deutlich stärker ab und fällt bei sehr hohen Dotierungen auf etwa 20% der ursprünglichen Empfindlichkeit ab. Weiter ist zu sehen, dass bei geringer Dotierung eine deutliche Temperaturabhängigkeit der Empfindlichkeit vorliegt: mit steigender Temperatur sinkt die Empfindlichkeit des Materials. Mit zunehmender Dotierung wird die Temperaturabhängigkeit geringer, bis sie für Dotierungen von $N > 5 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-3}$ ganz verschwindet. Allerdings ist in diesem Bereich auch die Empfindlichkeit sehr klein. Bisher sind nur relative Empfindlichkeiten betrachtet worden. Typische Werte für dotiertes Silizium bei Raumtemperatur sind in Tabelle 3.2 angegeben.

Die hier in Gleichung 3.19 dargestellte lineare Beschreibung des piezoresistiven Effektes liefert für die meisten Anwendungen ausreichend genaue Ergebnisse. Darüber hinaus gibt es jedoch weiterhin nichtlineare Eigenschaften. Diese können, wenn erforderlich, durch piezoresistive Koeffizienten zweiter Ordnung beschrieben werden [Kan91].

Anwendbar sind die bisher durchgeführten Betrachtungen zum piezoresistiven Effekt auf ausreichend große Strukturen, die sich wie das Bulk-Material verhalten. In Silizium-Nanodrähten tritt der piezoresistive Effekt stärker gegenüber Silizium-Bulkmaterial auf. Toriyama beobachtete eine Zunahme des longitudinalen Koeffizienten in $\pi_{l,[110]}$ um 54,8%. He et al. erreichten bei Messungen in Silizium-Nanodrähten über 100 Mal stärkere Empfindlichkeiten [HY06]. Allerdings ist der Effekt stark nichtlinear, und es treten je nach Durchmesser und spezifischem Widerstand des Nanodrahtes verschiedene Formverläufe der aufgenommenen Widerstands-Spannungs-Kurven auf. Der Effekt kann nur durch zusätzliche piezoresistive Koeffizienten zweiter und dritter Ordnung beschrieben werden.

3.2.1.3 Koordinatentransformation

Bisher wurde der piezoresistive Effekt in Silizium für ein Koordinatensystem beschrieben, dessen Achsen deckungsgleich mit den $\langle 100 \rangle$ -Richtungen des betrachteten Siliziumkristalls liegen. Um jedoch für ein beliebiges anderes Koordinatensystem die piezoresistiven Eigen-

schaften zu berechnen, genügt es, dieses mittels einer Koordinatentransformation in das bekannte System zu überführen. Dabei wird das System um die Eulerwinkel Ψ , Φ und Θ gedreht. Das neue Koordinatensystem $[x_1^*, x_2^*, x_3^*]^T$ berechnet sich über die Rotationsmatrix:

$$\begin{bmatrix} x_1^* \\ x_2^* \\ x_3^* \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 & m_1 & n_1 \\ l_2 & m_2 & n_2 \\ l_3 & m_3 & n_3 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} \quad (3.21)$$

Die Berechnung der Koeffizienten l_i , m_i und n_i hängt von der Definition der Eulerwinkel ab und ist das Ergebnis dreier konsekutiv ausgeführter Rotationen um die definierten Eulerwinkel. Göpel [GHZ94] und Mescheder [Mes04] beschreiben ausführlich solche Transformationen.

3.2.1.4 Longitudinale und Transversale piezoresistive Koeffizienten

Bei piezoresistiven Kraftsensoren gibt es zwei ausgezeichnete Anordnungen eines einachsigen Spannungszustandes bezüglich der Stromrichtung. Mit Hilfe dieser beiden Anordnungen werden die meisten piezoresistiven Sensoren konstruiert. Es wird hierbei nur von einem einachsigen Normalspannungszustand ausgegangen, so dass mit einer skalaren Spannung σ gerechnet werden kann.

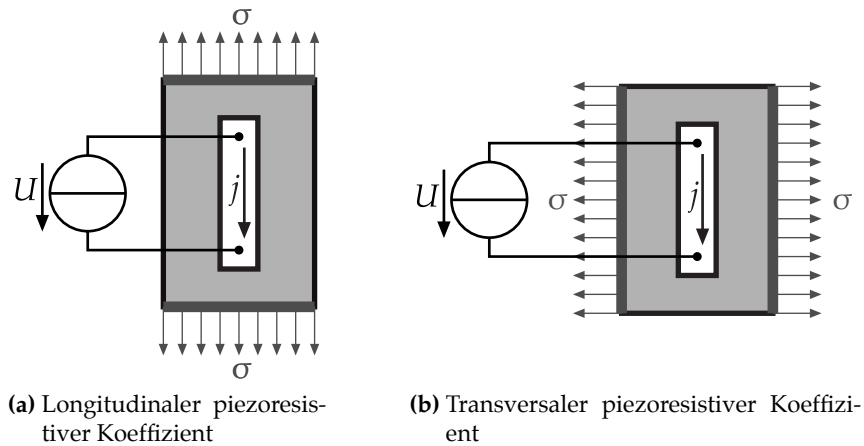


Abbildung 3.6: Schematische Darstellung einer Anordnung von mechanischer Spannung σ und Stromdichtevektor j zur Repräsentation des longitudinalen und transversalen piezoresistiven Koeffizienten

Abbildung 3.6 zeigt diese beiden Anordnungen: In Abbildung 3.6a liegen die Richtung der mechanischen Spannung σ und die Richtung des Stromdichtevektors j parallel. Der hier definierte Koeffizient heißt *longitudinaler piezoresistiver Koeffizient* π_l und berechnet sich allgemein über

$$\pi_l = \pi_{11} + 2(\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11})(l_1^2 m_1^2 + l_1^2 n_1^2 + m_1^2 n_1^2) \quad (3.22)$$

Im zweiten Fall, der in Abbildung 3.6b dargestellt ist, liegen der Stromdichtevektor $\mathbf{j}$ und die Richtung der mechanischen Spannung σ orthogonal zu einander. In diesem Fall wird der *transversale piezoresistive Koeffizient* π_t definiert. Seine Berechnung erfolgt über die Gleichung

$$\pi_t = \pi_{12} - (\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11}) (l_1^2 l_2^2 + m_1^2 m_2^2 + n_1^2 n_2^2) \quad (3.23)$$

Diese Berechnungen sind zunächst allgemein ausgeführt. Stromdichte bzw. mechanische Spannung müssen nicht in Richtung einer ausgezeichneten Kristallorientierung liegen. Da Sensoren jedoch meist so realisiert werden, dass die Stromrichtung mit einer Kristallachse zusammenfällt, sind für diese Sonderfälle Werte in Tabelle 3.3 zusammengestellt. Für Silizium gibt es mehrere technologisch relevante Orientierungen. Für die im Rahmen dieser Arbeit hergestellten piezoresistiven Sensoren wurden p-dotierte (100)-Siliziumscheiben verwendet. Die Werte der longitudinalen und transversalen Koeffizienten verändern sich mit der Kristallorientierung, wie leicht aus den Gleichungen 3.22 und 3.23 entnommen werden kann. Für einen Winkel θ gegenüber der (100)-Richtung ergeben sich für die beiden Koeffizienten die folgenden Werte:

$$\pi_l = \pi_{11} + 2 (\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11}) (\sin^2(\theta) \cdot \cos^2(\theta)) \quad (3.24)$$

$$\pi_t = \pi_{12} - 2 (\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11}) (\sin^2(\theta) \cdot \cos^2(\theta)) \quad (3.25)$$

Der Verlauf der Werte für die beiden Koeffizienten ist in Abbildung 3.7 dargestellt. Man sieht, dass die Werte für beide Koeffizienten in $\langle 110 \rangle$ -Richtung maximal werden und in Richtung der $\langle 100 \rangle$ -Achsen fast verschwinden. Solche Graphen lassen sich für andere Dotierungen und Kristallebenen ebenfalls berechnen oder finden sich in der Literatur [Kan91, GHZ94]. Sie sollen hier aber nicht weiter betrachtet werden.

Tabelle 3.3: Longitudinale und transversale piezoresistive Koeffizienten für spezielle Orientierungen in kubischen Kristallen (aus [GHZ94])

Longitudinale Richtung	π_l	Transversale Richtung	π_t
100	π_{11}	010	π_{12}
001	π_{11}	110	π_{12}
111	$\frac{1}{3} (\pi_{11} + 2\pi_{12} + 2\pi_{44})$	$\bar{1}\bar{1}0$	$\frac{1}{3} (\pi_{11} + 2\pi_{12} - \pi_{44})$
$11\bar{0}$	$\frac{1}{2} (\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44})$	111	$\frac{1}{3} (\pi_{11} + 2\pi_{12} - \pi_{44})$
$11\bar{0}$	$\frac{1}{2} (\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44})$	001	π_{12}
110	$\frac{1}{2} (\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44})$	$\bar{1}\bar{1}0$	$\frac{1}{2} (\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44})$

3.3 Metall-Halbleiter-Kontakte

Werden ein Metall und ein Halbleiter miteinander in Kontakt gebracht, so entsteht ein Metall-Halbleiter-Kontakt, der sich elektrisch auf zwei Weisen verhalten kann. Dies hängt von der Art des Metalls und von der Art des Halbleiters und seiner Dotierung ab. Zum Einen kann der Kontakt ein Ohm'sches Verhalten zeigen - der durch den Kontakt fließende Strom ist proportional zur über ihn abfallenden Spannung. Der Strom kann in beide Richtungen fließen. Auf der anderen Seite kann eine Schottky-Diode entstehen: der Strom fließt faktisch nur in einer Richtung. Die Gründe dafür sollen im folgenden Abschnitt idealisiert erläutert werden. Weiterführende Informationen zu Metall-Halbleiter-Kontakten finden sich in der Literatur [RW88, Tun93, Sze81].

In Abbildung 3.8a erkennt man das Banddiagramm für ein Metall und einen p-dotierten Halbleiter, die elektrisch neutral und voneinander isoliert sind. Weiter sollen alle Oberflächenzustände vernachlässigt werden. Werden diese beiden Materialien jetzt in Kontakt gebracht, so werden die Fermi-Niveaus E_{Fm} und E_{Fs} gezwungen, denselben Wert anzuneh-

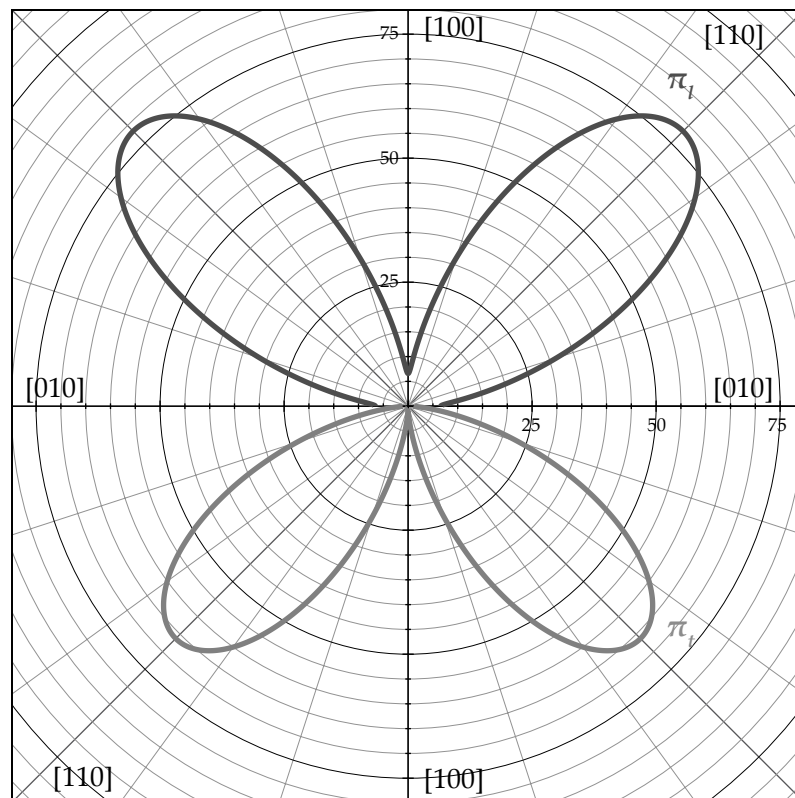


Abbildung 3.7: Werte des longitudinalen und transversalen Koeffizienten in Abhängigkeit der Kristallrichtung

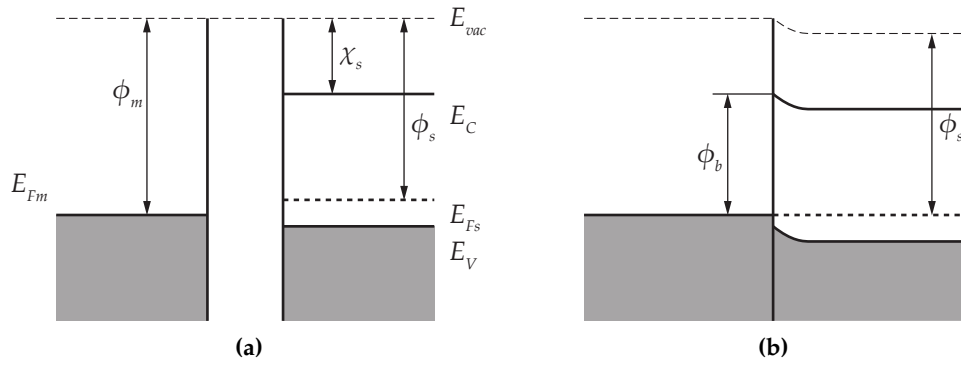


Abbildung 3.8: Banddiagramm bei der Ausbildung einer Schottky-Barriere zwischen Metall und p-dotiertem Halbleiter: (a) elektrisch neutral und voneinander isoliert, (b) in perfektem Kontakt (nach [RW88])

men, und man erkennt, dass sich die Bänder des Halbleiters verbiegen. Es entsteht eine Schottky-Barriere der Höhe

$$\phi_b = \phi_m - \chi_s \quad (3.26)$$

Die Entscheidung, ob nun ein gleichrichtender oder ein Ohm'scher Kontakt entsteht, hängt von den Werten der Austrittsarbeiten ϕ_m und ϕ_s ab. Für p-dotiertes Silizium entsteht ein Ohm'scher Kontakt, wenn $\phi_m > \phi_s$ gilt. Für n-dotiertes Material muss $\phi_m < \phi_s$ sein, damit der Kontakt ein Ohm'sches Verhalten aufweist. In den anderen Fällen weist der Kontakt ein diodisches Verhalten auf. Einen Ohm'schen Kontakt erhält man in der Praxis meist durch eine sehr hohe Dotierung des Halbleiters im Bereich der Kontaktfläche oder über eine Phasenbildung zwischen Metall und Halbleiter, einem Silizid. Mit Aluminium lässt sich für p- und n-dotiertes Silizium sehr einfach ein Ohm'scher Kontakt erreichen [Sze81]. Oberhalb einer Dotierung von 10^{15} cm^{-3} entsteht ein Ohm'scher Kontakt. Hohe Dotierungen senken den Kontaktwiderstand, da dann Elektronen durch die Schottky-Barriere tunneln können. Ein Ausheizen des Kontaktes kurz unter der eutektischen Temperatur (bei 475°C) in reduzierender Atmosphäre (Formiergas 20 : 1 N_2/H_2) reduziert den Übergangswiderstand weiter. Dies hat jedoch bei reinem Aluminium den Nachteil, dass sich Kristallnadeln – so genannte *spikes* – im Silizium ausbilden können und pn-Übergänge kurzschließen können. Um dies zu vermeiden, kann das Aluminium mit 1% Silizium dotiert werden.

3.4 Dehnungsmessstreifen

3.4.1 Grundlagen

Wie bereits in den vorhergehenden Abschnitten erläutert, ändert sich der Widerstand eines Leiters durch mechanische Dehnung aufgrund der Änderung seiner Geometrie und des piezoresistiven Effekts. Damit ist es möglich, diese Dehnungen durch Messung des elektri-

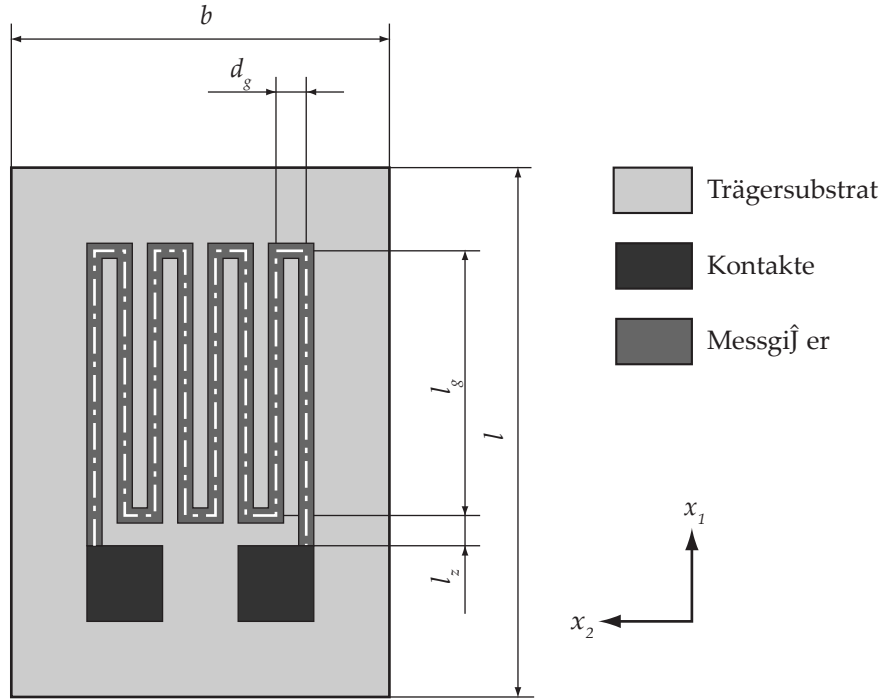


Abbildung 3.9: Vereinfachter Aufbau eines DMS. Das Messgitter (blau) befindet sich dabei auf einem Trägersubstrat (gelb). Die Kontakte sind dabei in rot dargestellt

schen Widerstandes indirekt zu messen. Wie bereits in Abschnitt 2.1 beschrieben, bauen sich Dehnungsmessstreifen in der Regel aus einem Messgitter auf, welches auf einem Trägersubstrat befestigt ist. Schematisch ist dies in Abbildung 3.9 dargestellt. Um einen ausreichend großen Widerstand zu erhalten, ist bei den meisten heutigen Folien-Dehnungsmessstreifen das Gitter mäanderförmig auf der Folie strukturiert. Dadurch ergibt sich der Gesamtwiderstand des Dehnungsmessstreifens zu:

$$\begin{aligned}
 R_{DMS} &= 2 \cdot R_{\text{Kontakt}} + \rho \frac{2 \cdot l_z + n \cdot l_g + (n-1)d_g}{b_g \cdot h_g} \\
 &= 2 \cdot R_{\text{Kontakt}} + \rho \frac{l_{x_1} + l_{x_2}}{b_g \cdot h_g} \\
 \text{mit: } l_{x_1} &= 2 \cdot l_z + n \cdot l_g; \quad l_{x_2} = (n-1)d_g
 \end{aligned} \tag{3.27}$$

Hier bezeichnen l_z , l_g und d_g die in Abbildung 3.9 angegebenen Maße. Die Abmessungen b_g und h_g sind Breite und Höhe einer Messgitterleiterbahn, die hier aus Gründen der Übersichtlichkeit für alle Teilabschnitte konstant bleiben. Die Breite einzelner Leiterbahnabschnitte kann aber auch zur Optimierung des DMS unterschiedlich breit gestaltet werden. Die Anzahl der parallelen Leiterbahnstreifen mit der Länge l_g wird durch n angegeben. Der gezeigte Dehnungsmessstreifen ist so konstruiert, dass eine Dehnung in x_1 -Richtung gemessen werden kann. Wirkt in dieser Richtung eine gleichmäßige Dehnung ε_l auf den

Dehnungsmessstreifen, so verändert sich der Widerstand des Messgitters in folgender Weise:

$$\tilde{R}_{DMS}(\varepsilon_l) = 2 \cdot R_{Kontakt} + \rho(\varepsilon_l) \left(\frac{(1 + \varepsilon)(2 \cdot l_z + n \cdot l_g)}{(1 - \nu \varepsilon_l)^2 \cdot b_g \cdot h_g} + \frac{(n - 1) \cdot d_g}{(1 + \varepsilon_l) \cdot b_g \cdot h_g} \right) \quad (3.28)$$

Hier zeigt sich wieder die nichtlineare Widerstandsänderung, die bereits in Gleichung 3.13 für ein einzelnes Leiterstück hergeleitet wurde. Aber auch hier bietet es sich an, für kleine Dehnungen das totale Differenzial zu bilden. Dies wird getrennt durchgeführt für die Leiterbahnstücke, durch die der Strom in x_1 -Richtung fließt, und für die anderen, bei denen der Strom in x_2 -Richtung fließt. Die Effekte in den Ecken, welche die Anschlusspunkte zwischen den Stücken bilden, werden dabei außer Acht gelassen. Ebenso wird davon ausgegangen, dass sich der Kontaktwiderstand durch die Dehnung nicht ändert. Für diese Betrachtungen werden zwei Teilwiderstände definiert, die den Anteil der Teilstücke in x_1 -Richtung bzw. x_2 -Richtung des Gesamtwiderstandes darstellen:

$$R_{DMS,x_1} = \rho \frac{l_{x_1}}{b_g \cdot h_g} \quad R_{DMS,x_2} = \rho \frac{l_{x_2}}{b_g \cdot h_g}$$

Die dehnungsabhängigen Änderungen der beiden Teilwiderstände über das totale Differenzial aus Gleichung 3.14 lauten damit:

$$\frac{\Delta R_{DMS,x_1}}{R_{DMS,x_1}} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \varepsilon_l (1 + 2 \cdot \nu) \quad (3.29)$$

$$\frac{\Delta R_{DMS,x_2}}{R_{DMS,x_2}} = \frac{\Delta \rho}{\rho} - \varepsilon_l \quad (3.30)$$

Hierbei wird angenommen, dass die Querdehnung von Substrat und Leiterbahn übereinstimmen. Damit berechnet sich der dehnungsabhängige Widerstand des Dehnungsmessstreifens durch:

$$\begin{aligned} \tilde{R}_{DMS,linearisiert}(\varepsilon_l) &= R_{DMS} + \Delta R_{DMS} \\ &= 2 \cdot R_{Kontakt} + (1 + \varepsilon_l (1 + 2 \cdot \nu)) R_{DMS,x_1} + (1 - \varepsilon_l) R_{DMS,x_2} \\ &= 2 \cdot R_{Kontakt} + \rho \cdot (1 + \varepsilon_l (1 + 2 \cdot \nu)) \frac{2 \cdot l_z + n \cdot l_g}{b_g \cdot h_g} \\ &\quad + \rho \cdot (1 - \varepsilon_l) \frac{(n - 1) d_g}{b_g \cdot h_g} \end{aligned} \quad (3.31)$$

Mit den in Tabelle 3.4 angegebenen Abmessungen für einen solchen Dehnungsmessstreifen

Tabelle 3.4: Abmessungen eines realisierten Beispiel-Dehnungsmessstreifens

Abmessung	Variable	Wert
Länge der Zuleitung	l_z	$100 \mu m$
Messgitterlänge	l_g	$1,35 mm$
Messgitterbreite	b_g	$60 \mu m$
Messgitterhöhe	h_g	$200 nm$
Messgitterabstand	d_g	$120 \mu m$
Anzahl der Teilstücke	n	10
spez. Widerstand des Messgitters	ρ	$5 \cdot 10^{-7} \Omega m$
Poisson'sche Querkontraktionszahl	ν	0,33

ergibt sich für eine Dehnung von $\varepsilon_l = 0,1\%$ ein relativer Fehler von $f = 0,13\%$. Dieser ist mittels den in den Gleichungen 3.28 und 3.31 bestimmten Widerständen über die Beziehung

$$f = \frac{\tilde{R}_{DMS} - \tilde{R}_{DMS,linearisiert}}{\tilde{R}_{DMS,linearisiert}}$$

berechnet worden. Dieser Fehler nimmt für kleinere Dehnungen ab, bis die beiden berechneten Werte für eine Dehnung von $\varepsilon_l = 0$ übereinstimmen. Somit ergibt sich auch für das lineare Modell eine sehr genaue Beschreibung des Widerstandes eines Messgitters. Für die nächsten Betrachtungen werden zunächst die beiden Kontaktwiderstände vernachlässigt, das heißt es gilt $R_{Kontakt} = 0$. Damit kann aus dem linearisierten Modell eine konstante Größe abgeleitet werden, die definiert ist über

$$k_l = \frac{\frac{\Delta R_{DMS}}{R_{DMS}}}{\varepsilon_l} = \frac{\Delta \rho}{\rho \cdot \varepsilon_l} + 1 + 2 \cdot \nu \frac{l_{x_1}}{l_{x_1} + l_{x_2}} \quad (3.32)$$

Diese Größe wird als *k-Faktor* bezeichnet und ist ein Maß für die Empfindlichkeit eines Dehnungsmessstreifens. Er repräsentiert die gewünschte Hauptempfindlichkeit des Sensors. Oft wird dabei die Tatsache ausgenutzt, dass $x_g \gg d_g$ und somit $\frac{l_{x_1}}{l_{x_1} + l_{x_2}} \approx 1$. Deshalb reicht es in den meisten Fällen aus, den *k-Faktor* vereinfacht als

$$k = \frac{\Delta \rho}{\rho \cdot \varepsilon_l} + 1 + 2 \cdot \nu \quad (3.33)$$

anzugeben. Dies entspricht dem *k-Faktor*, den ein einzelnes Leitungsstück in x_1 -Richtung mit equivalentem Grundwiderstand (vgl. Gleichung 3.15) besitzt. Dennoch gibt es einen Einfluss der Widerstandsanteile in x_2 -Richtung. Sie sorgen dafür, dass sich bei Dehnungen, die nicht parallel zur x_1 -Richtung liegen, der Widerstand des Messgitters ändert. Daher ist der Anteil der in x_2 -Richtung verlaufenden Widerstandsstücke am Gesamtwiderstand

Tabelle 3.5: Materialparameter für verschiedene DMS-Konstruktionswerkstoffe

Werkstoff	Querkontraktionszahl	Bridgman-Konstante	k-Faktor
Konstantan	0,33	1,13	2,044
Platin	0,39		4,82 ¹⁾

möglichst klein zu halten. Konstruktiv kann diese Querempfindlichkeit durch vier Faktoren verringert werden.

- durch eine große Gitterlänge l_g im Verhältnis zum Gitterabstand d_g
- durch einen kleinen Gitterabstand d_g
- durch eine erhöhte Breite b_{g2} auf den Teilstücken, die in x_2 -Richtung verlaufen
- Einsatz von Materialien mit höherer Leitfähigkeit oder kleinerem k-Faktor für Leitungsstücke, die in x_2 -Richtung verlaufen.

Die Querempfindlichkeit des Dehnungsmessstreifens wird über die Konstante k_q definiert. Dieser *k-Faktor* gibt an, wie die relative Widerstandsänderung im Verhältnis zur Dehnung ε_q in x_2 -Richtung ist:

$$k_q = \frac{\frac{\Delta R_{DMS}}{R_{DMS}}}{\varepsilon_q} \quad (3.34)$$

Ein DMS wird so konstruiert, dass die Querempfindlichkeit möglichst klein ist. Für beide *k-Faktoren* gilt, dass der Anteil, welcher durch eine Änderung der Geometrie hervorgerufen wird, maximal bei $k_{geom,max} = 2$ liegen kann. Für die meisten Metalle liegt die Poissonsche Querkontraktionszahl jedoch im Bereich um $\nu = 0,3$, so dass der geometrische Anteil am *k-Faktor* hier bei 1,6 liegt. Der restliche Anteil des *k-Faktors* kommt dann zwingender Weise durch eine Änderung des spezifischen Widerstandes unter Dehnung. Wie bereits in Abschnitt 3.2.1 dargestellt, kann die Änderung des spezifischen Widerstandes durch die *Bridgman-Konstante* C ausgedrückt werden. Bridgman-Konstante, *k-Faktor* und Poisson'sche Querkontraktionszahl sind für Konstantan, ein weit verbreitetes Material für DMS, und das in der Arbeit verwendete Platin in Tabelle 3.5 zusammengestellt. Für piezoresistive Dehnungsmessstreifen aus Halbleitermaterialien wird die Betrachtung komplizierter, da sie keine isotropen Eigenschaften besitzen. Hier müssen Widerstand und Dehnung durch die in Abschnitt 3.2.1.2 beschriebenen Gleichungen gelöst werden. Hier gibt es je nach Orientierung des Dehnungsmessstreifens zur Kristallorientierung des Halbleiters unterschiedliche Ausprägungen des piezoresistiven Effektes.

¹⁾ Wert für Bulk-Material aus [PK63]

3.4.2 Befestigung

Ein wichtiger Punkt für das korrekte Messen mit Dehnungsmessstreifen ist die richtige Befestigung auf dem Messobjekt. Dehnungsmessstreifen werden dort mit Hilfe eines Befestigungsmittels angebracht. Neben der dauerhaften Verbindung des DMS mit dem Messobjekt ist eine weitere Hauptaufgabe des Befestigungsmittels die verlustfreie Übertragung der Verformung des Messobjektes auf den Dehnungsmessstreifen. Dabei gibt es mehrere Möglichkeiten der Anbringung: Die wohl weitverbreitetste Art ist die Befestigung mittels Klebstoff. Daneben werden noch keramische Kitten, flammgespritzte Keramiken oder Punktschweißverbindungen [Hof87] sowie Glasfritt-Bonden [KLK09] zur Befestigung eingesetzt. An das Befestigungsmittel werden folgende Anforderungen gestellt:

- Das Befestigungsmittel soll die Möglichkeit bieten, die verschiedenartigen Werkstoffe dauerhaft zu verbinden. Nur in Einzelfällen ist eine rückstandslose Entfernung des Dehnungsmessstreifens samt seinem Befestigungsmittel gewünscht.
- Das Befestigungsmittel soll die Materialien der beiden Fügepartner nicht beeinflussen bzw. beschädigen.
- Die Dehnung zwischen Messobjekt und Dehnungsmessstreifen soll verlustfrei über das Befestigungsmittel übertragen werden.
- Das Befestigungsmittel soll seine Eigenschaften über die Dauer des Einsatzzeitraums des DMS nicht verändern.
- Das Befestigungsmittel soll im gewünschten Temperaturbereich zuverlässig arbeiten.

Neben diesen Anforderungen kann die Art der Anwendung noch weitere Anforderungen stellen. Dies können beispielsweise die Verarbeitungstemperatur des Befestigungsmittels oder die Einsatztemperatur des DMS, die chemische Beständigkeit des Befestigungsmittels oder die Biokompatibilität des Befestigungsmittels sein. Auch die Geometrie des Messobjektes kann die Auswahl des Befestigungsmittels einschränken: punktgeschweißte DMS können beispielsweise nicht auf gekrümmten Oberflächen angebracht werden. Darüber hinaus muss natürlich die Schweißbarkeit des Materials des Messkörpers bei dieser Methode gegeben sein. Außerdem sind diese Schweißstellen anfällig für Mikrokorrosion [Hof87]. Im Folgenden soll aber nur auf eine Verbindung mittels Klebstoff eingegangen werden, da sie das am häufigsten eingesetzte Befestigungsmittel für Dehnungsmessstreifen ist. Klebstoffe bieten die Möglichkeit, Dehnungsmessstreifen auf einer Vielzahl von Materialien (Metalle, Kunststoffe, Keramiken, ...) zu befestigen. Ein Klebstoff wird durch die DIN EN 923 beschrieben als „*nichtmetallischer Stoff, der Werkstoffe durch Oberflächenhaftung (Adhäsion) so verbinden kann, dass die Verbindung eine ausreichende innere Festigkeit (Kohäsion) besitzt*“. Zur verlustfreien Übertragung der Dehnung zwischen Messobjekt und Dehnungsmessstreifen

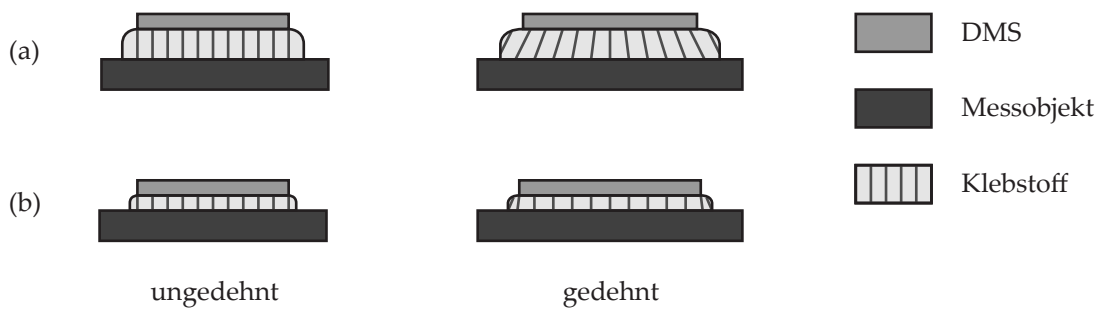


Abbildung 3.10: Dehnungsübertragung vom Messobjekt auf den Dehnungsmessstreifen durch den Klebstoff bei (a) einer ungeeigneten Klebstoffschicht und (b) einer geeigneten Klebstoffschicht (nach [Hof87]).

spielt die Klebstoffschicht eine entscheidende Rolle. Die Wahl eines geeigneten Klebstoffes ist hier notwendig. Zu dicke Klebstoffschichten oder Klebstoffe mit einem zu geringen Elastizitätsmodul neigen dazu, innere Scherspannungen aufzubauen und so die Dehnung nicht vollständig an den DMS zu übertragen. Dieser Effekt ist in Abbildung 3.10 verdeutlicht. Dort sieht man in der Seitenansicht einen Dehnungsmessstreifen, der mittels einer Klebstoffschicht auf einem Messobjekt befestigt ist. Die grauen Linien in der Klebstoffschicht stellen eine Einteilung in kleine Volumenelemente dar. Treten Schubspannungen in der Klebstoffschicht auf, so verzerren sich diese Volumenelemente aus ihrer Rechteckform. Dies ist in Fall (a) in der Abbildung zu sehen: Die im nicht gedehnten Zustand vertikalen grauen Linien in der Klebstoffschicht kippen unter Dehnung zur Mitte hin. Dies zeigt, dass die Dehnung des Messkörpers größer ist als die Dehnung des DMS. Der Fall (b) hingegen zeigt eine ausreichend feste und dünne Klebstoffschicht. Die Dehnung hier wird unterhalb des DMS ohne das Auftreten von Schubspannungen vollständig übertragen. Dies wird dadurch deutlich, dass die grauen Linien unterhalb des Dehnungsmessstreifens senkrecht bleiben. Nur in den Randbereichen treten Schubspannungen auf, die jedoch für die Messung irrelevant sind. Die hier dargestellten Verhältnisse sind jedoch vereinfacht, um das Prinzip zu verdeutlichen. Real treten an den Rändern und an den Enden des Messgitters Spannungspitzen auf. Genauere Erklärungen dazu liefert Hoffmann [Hof87].

Bei Klebstoffen unterscheidet man zwischen verschiedenen Arten. Eine Einteilung von Klebstoffen ist nach dem Abbinde Mechanismus möglich, wie es in Abbildung 3.11 gemacht wurde. Für Dehnungsmessstreifen werden üblicherweise chemisch reagierende Klebstoffe eingesetzt. Dabei kommt es auf den Einsatzzweck an, ob kalt- oder warmhärtende Klebstoffe eingesetzt werden. Generell ist zu sagen, dass warmhärtende Klebstoffe eine höhere Festigkeit erreichen können [Hab09]. Allerdings müssen es die beiden Fügepartner erlauben, auf diese Temperatur gebracht zu werden, und eine gewisse Mindesttemperatur muss während des Klebevorgangs eingehalten werden. Dies ist notwendig, um die Aushärtungsreaktion des Klebstoffes anzustoßen. Dies wird zum Beispiel durch chemisch blockierte Katalysatoren, die bei einer bestimmten Temperatur zerfallen, oder durch das Schmelzen einer Kom-

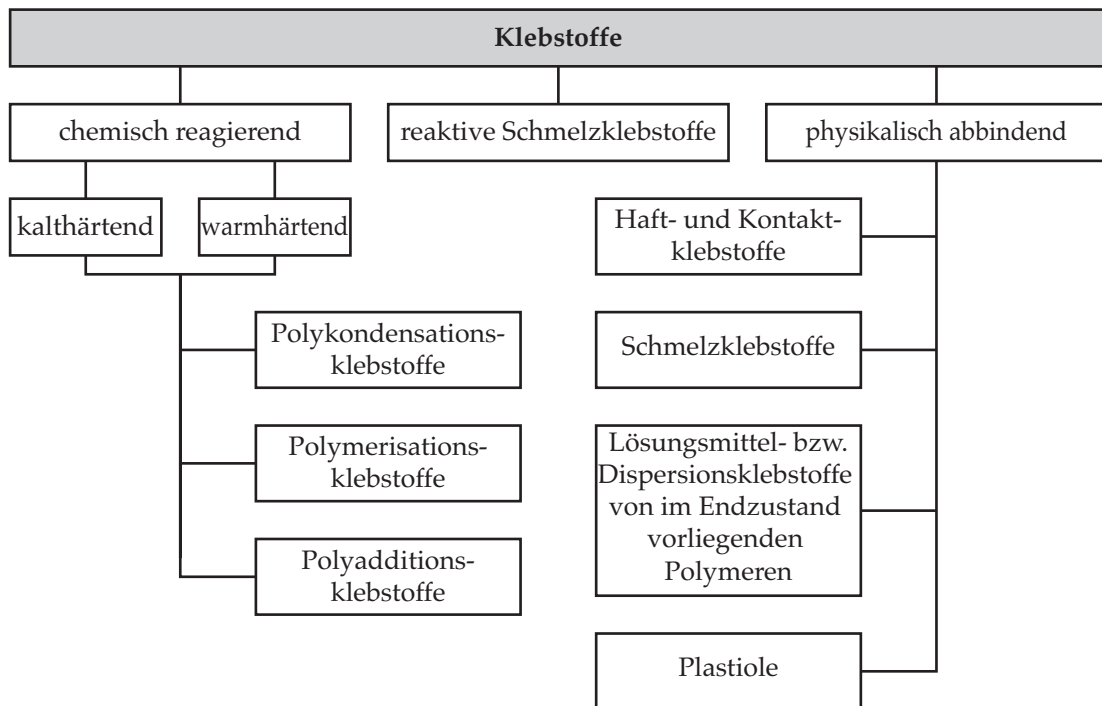


Abbildung 3.11: Einteilung der Klebstoffe nach ihrem Abbindemechanismus (reproduziert aus [Hab09])

ponente erreicht. Ist dies nicht möglich, können kalthärtende Klebstoffe verwendet werden. Diese Klebstoffe reagieren beispielsweise durch Mischen mehrerer Komponenten oder unter Luftabschluss [Hof87]. Darüber hinaus gibt es kalthärtende Klebstoffe mit extrem kurzen Reaktionszeiten, sogenannte Schnellklebstoffe (beispielsweise auf der Basis von Cyanoacrylat). Ein Nachteil dieser Klebstoffe ist die begrenzte *Topfzeit* – die Zeit, die ein Mehrkomponentenklebstoff nach dem Mischen verarbeitet werden kann.

Für eine optimale Klebeverbindung ist neben der Wahl des Klebstoffes auch eine gute Vorbereitung der Klebpartner nötig. Die Oberflächen der Klebpartner müssen eine gute Verbindung mit dem Klebstoff eingehen. Daher sind folgende – teils optionale – Schritte zur Herstellung einer Klebeverbindung nötig:

- Vorbehandlung/Modifikation der Oberflächen eines oder beider Fügepartner
- Aufbringen des Klebstoffes
- Fügen und eventuelles Fixieren (auch unter Kraft- oder Druckeinwirkung) der Klebpartner
- Aushärten des Klebstoffes

Die Oberflächen der Klebpartner müssen vor der Verarbeitung des Klebstoffes zunächst grob von Verunreinigungen befreit werden. Dies kann mechanisch oder durch den Einsatz

von Reinigungsmitteln erfolgen. Anschließend werden organische Lösungsmittel zur Feinreinigung eingesetzt. Eine Auflistung üblicher Reinigungsmittel findet sich bei Hoffmann [Hof87]. Eine anschließende Oberflächenaktivierung dient dazu, die Haftung des Klebstoffes zu erhöhen. Neben der *mechanischen Adhäsion*, die durch eine formschlüssige Verankerung des Klebstoffes auf der Oberfläche der Fügepartner zustande kommt, gibt es auch noch eine *spezifische Adhäsion*. Hierunter fallen die chemischen, physikalischen und thermodynamischen Adhäsionserscheinungen. Im Detail werden diese bei Habenicht [Hab09] beschrieben. Eine Aktivierung der Oberfläche kann durch Säuberung der Oberfläche, Vergrößerung der Oberfläche, Erzeugen von Gitterstörungen oder Modifikation des chemischen Aufbaus erzielt werden. Die Vergrößerung der Oberfläche und die Erzeugung von Gitterstörungen können durch abrasive Verfahren oder Anätzen der Oberfläche erzeugt werden. Die Modifikation des chemischen Aufbaus bei unpolaren Kunststoffoberflächen kann beispielsweise über einen Sauerstoffplasmaprozess erfolgen. Dabei werden hydrophile Gruppen auf der Oberfläche gebildet, welche eine bessere Benetzbarkeit bewirken.

Nach dem Auftragen des Klebstoffes müssen die Klebepartner während der Aushärtezeit so gelagert werden, dass sie sich nicht mehr verschieben. Dies kann entweder durch einfaches Auflegen oder aber durch eine Fixierung erfolgen. Teilweise ist es nötig, während des Klebevorgangs Druck auf die beiden Klebepartner auszuüben. So wird nicht nur die Klebefuge dünn gehalten, sondern auch bei manchen Klebstoffen die Festigkeit erhöht. Gerade bei Dehnungsmessstreifen ist eine dünne, homogene Klebefuge entscheidend für eine gute Dehnungsübertragung (vgl. Abbildung 3.10).

3.4.3 Abdeckmaterialien

Um Dehnungsmessstreifen vor Umwelteinflüssen - seien sie mechanischer oder chemischer Art - zu schützen, können Abdeckmittel eingesetzt werden. Durch diese Umwelteinflüsse können sich die Messstellen verändern und somit zu einer Drift im Messsignal oder gar zum Ausfall des Dehnungsmessstreifens führen. Die Abdeckung kann je nach Anforderungen und zu erwartenden Einflüssen unterschiedlich ausfallen. Vor der Verkapselung ist jedoch in jedem Fall eine gründliche Reinigung der Messstelle zu tätigen, da Rückstände wie Handschweiß oder Flussmittelreste zu Korrosion führen können. Anschließend kann dann die Abdeckung auf den Dehnungsmessstreifen und über die Kontaktstellen aufgetragen werden. Als Abdeckmaterialien kommen verschiedene Materialien zum Einsatz. Gebräuchlich sind Lacke aus Polyurethan, Nitrilkautschuk oder Silikon, dauerelastische Kitte, Fette und Wachse oder Epoxidharze. Ihre Auswahl richtet sich nach der Verträglichkeit des Trägermaterials, aber auch nach der Lebensdauer. Weiterhin darf der Messstellenschutz in keinem Fall eine unzulässige Versteifung des Messobjektes hervorrufen, sodass die erwartete Dehnung nicht mehr auftritt. Dies schließt bei langer Einsatzdauer auch eine Verfestigung des Abdeckmittels durch Altern aus.

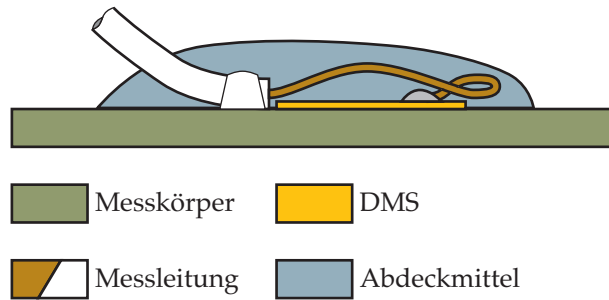


Abbildung 3.12: Schematische Darstellung der Abdeckung eines DMS (reproduziert aus [Hof87])

Darüber hinaus ist es möglich, ein mehrschichtiges Abdecksystem einzusetzen. Über ein Kunststoffmaterial kann beispielsweise eine metallische Schutzschicht gebracht werden, um das Eindringen von Feuchtigkeit zu verringern. Die Abdeckung reicht über den gesamten Dehnungsmessstreifen hinaus, wie es in Abbildung 3.12 zu sehen ist. Ebenfalls in die Abdeckung eingebettet wird ein Teil der Anschlussleitung. Hoffmann [Hof87] empfiehlt mindestens 20 mm der Anschlussleitung mit einzubetten, um so eine Zugentlastung zu schaffen und eine Diffusion von Feuchtigkeit entlang der Anschlussleitung zur Kontaktstelle zu verhindern.

3.5 Auslesen von DMS

Ein Dehnungsmessstreifen ist in erster Näherung ein Ohm'scher Widerstand. Andere parasitäre Bauelemente können im Gleichstromfall vernachlässigt werden. Um den Widerstandswert zu bestimmen, wird ein konstanter, bekannter Strom I durch den Widerstand gespeist und die abfallende Spannung über dem Widerstand gemessen. In der Praxis werden dazu zwei Messleitungen an den Widerstand angeschlossen, an die die Stromquelle und das Spannungsmessgerät angeschlossen sind. Nun ist ersichtlich, dass der Widerstand der

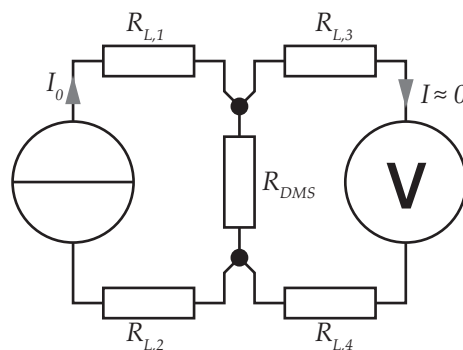


Abbildung 3.13: Messung des Wertes eines Widerstandes nach der Vierdraht-Methode

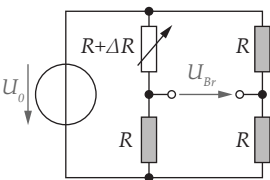
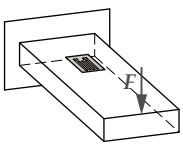
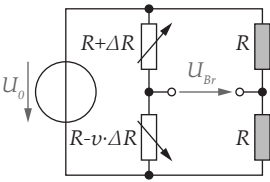
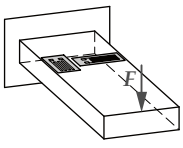
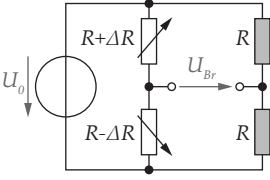
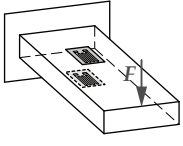
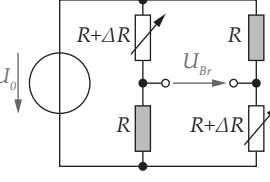
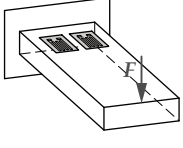
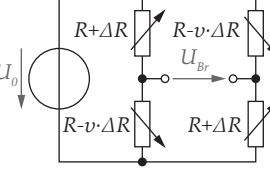
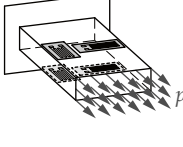
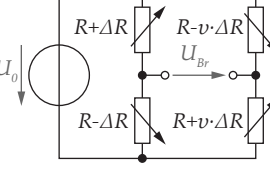
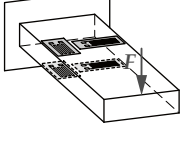
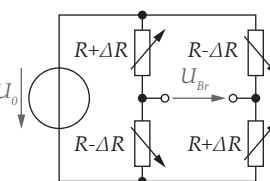
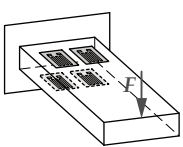
Messleitungen mitgemessen wird. Um dies zu verhindern, kann man die Stromquelle und

die Spannungsquelle über getrennte Messleitungen anschließen. Dabei ist darauf zu achten, dass sich die Leitungen so nahe wie möglich am zu messenden Widerstand auftrennen. Das Ersatzschaltbild ist in Abbildung 3.13 zu sehen. Durch diese Verschaltung wird erreicht, dass durch das hochohmige Spannungsmessgerät nahezu kein Strom fließt. Dadurch wird der Spannungsabfall an den Leitungswiderständen $R_{L,3}$ und $R_{L,4}$ minimiert. Auch die anderen beiden Leitungswiderstände fallen nicht ins Gewicht, da der Strom I_0 durch sie fließt und nahezu vollständig auch durch den Dehnungsmesswiderstand R_{DMS} .

In der Praxis ist es jedoch aufwändig, eine präzise Konstantstromquelle zu realisieren. Günstiger sind hier präzise Konstantspannungsquellen. Ebenso aufwändig sind gute Strommessgeräte. Daher ist es wünschenswert, den Sensor mit einer konstanten Spannung zu versorgen und eine als Ausgangssignal wieder eine Spannung zu erhalten. Diese Möglichkeit bietet die *Wheatstone'sche Messbrücke*. Sie misst die Potenzialdifferenz der Mittelabgriffe von zwei Spannungsteilern. Die relativ geringe Ausgangsspannung kann gut verstärkt und auf den gewünschten Signalbereich skaliert werden. Es gibt einige technisch relevante Anordnungen von Dehnungsmessstreifen in einer *Wheatstone'schen Messbrücke*, die in Tabelle 3.6 zusammengestellt sind. Dort erkennt man neben der Ersatzschaltung auch die Realisierung auf einem Balken, der am hinteren Ende fest eingespannt ist. In sechs der sieben Fälle wird der Balken auf reine Biegung belastet. Nur in Fall Nr. 5 wird der Balken mit einer Zugspannung belastet, so dass eine homogene Dehnung auf der gesamten Balkenoberfläche herrscht. Für die einzelnen Fälle sind die Ausgangskennlinien der Messbrücken berechnet. Man sieht direkt, dass es Fälle gibt, in denen die Kennlinie linear mit der Dehnung ansteigt (Nummern 3, 6 und 7), wohingegen es in den anderen Fällen eine nichtlineare Beziehung zwischen Dehnung und der Brückenspannung U_{Br} gibt. Diese kann jedoch im Nachhinein linearisiert werden. Weiter wird ersichtlich, dass die Empfindlichkeit des Ausgangssignals mit der Gesamtzahl der aktiven DMS sowie mit der Zahl von aktiven DMS, die die Dehnung in der Hauptachse messen, gesteigert werden kann. Die größte Empfindlichkeit bietet Schaltung Nr. 7. Allerdings wird hier auch der Platz benötigt, um jeweils zwei DMS nebeneinander zu platzieren. Eine gute Alternative bietet damit auch Schaltung Nr. 3, sofern die Empfindlichkeit ausreichend ist.

Werden weniger als vier aktive Dehnungsmessstreifen eingesetzt, so wird die Messbrücke durch passive Widerstände ergänzt. Diese sind in den Schaltbildern in Tabelle 3.6 grau dargestellt. Hier können entweder Dehnungsmessstreifen vom selben Typ benutzt werden oder Widerstände mit dem gleichen Nennwert der aktiven Dehnungsmessstreifen. Dadurch, dass es übliche, normierte Nennwerte für den Dehnungsmessstreifenwiderstand gibt, bieten viele Messverstärker schon die Möglichkeit, einzelne DMS oder Halbbrücken anzuschließen. Die restlichen Widerstände zur Vervollständigung der Messbrücke werden dann intern im Messverstärker hinzugeschaltet.

Tabelle 3.6: Messschaltungen für DMS in *Wheatstone'schen Messbrücken*. Aktive DMS werden als Potentiometer und passive Widerstände in grau dargestellt. Die Dehnungsmessstreifen, die auf der Unterseite des Balkens angebracht sind, sind in einem helleren Gelbton und durch die gestrichelte Kontur gekennzeichnet.

Nr.	Schaltbild	Realisierung	Beschreibung	Ausgangsspannung
1			Ein aktiver DMS zur Dehnungsmessung in einer Achse.	$\frac{U_{Br}}{U_0} = -\frac{1}{2} \cdot \frac{k \cdot \epsilon}{2 + k \cdot \epsilon}$
2			Zwei aktive DMS, von denen einer Dehnung in der Hauptachse misst, und ein Dehnungsmessstreifen, der die orthogonal dazu verlaufende Querdehnung misst. Längs- und Querdehnung sind über die Poisson-Zahl verknüpft.	$\frac{U_{Br}}{U_0} = -\frac{1}{2} \cdot \frac{k \cdot \epsilon(1 + \nu)}{2 + k \cdot \epsilon(1 - \nu)}$
3			Zwei aktive DMS, die die Dehnung in der Hauptachse messen. Ein DMS misst die positive Dehnung und der andere DMS misst die gleiche Dehnung mit negativem Vorzeichen.	$\frac{U_{Br}}{U_0} = -\frac{k \cdot \epsilon}{2}$
4			Zwei aktive DMS, die die Dehnung in der Hauptachse messen. Beide DMS messen dieselbe Dehnung.	$\frac{U_{Br}}{U_0} = -\frac{k \cdot \epsilon}{2 + k \cdot \epsilon}$
5			Vier aktive DMS, von denen zwei die Dehnung in der Hauptachse messen. Die beiden anderen DMS messen die orthogonale Querdehnung, die über die Poissonzahl mit der Hauptdehnung verknüpft ist.	$\frac{U_{Br}}{U_0} = -\frac{k \cdot \epsilon(1 + \nu)}{2 + k \cdot \epsilon(1 - \nu)}$
6			Vier aktive DMS, von denen zwei die Dehnung in der Hauptachse mit entgegengesetztem Vorzeichen messen. Die beiden anderen DMS messen die orthogonale Querdehnung, die über die Poissonzahl mit der Hauptdehnung verknüpft ist, auch mit gegensätzlichem Vorzeichen.	$\frac{U_{Br}}{U_0} = -\frac{k \cdot \epsilon(1 + \nu)}{2}$
7			Vier aktive DMS, die alle die Dehnung in Richtung der Hauptachse messen. Zwei DMS messen sie positiv, während die anderen beiden DMS die betragsmäßig gleiche, aber negative Dehnung messen.	$\frac{U_{Br}}{U_0} = -k \cdot \epsilon$

3.6 Kraft- und Momentensensoren

Nachdem in den vorherigen Abschnitten die Elastizitätstheorie und die Funktionsweise von Dehnungssensoren erläutert wurde, soll im folgenden Abschnitt darauf eingegangen werden, wie man unter Anwendung der vorgestellten Theorie die Messung von Kräften und Momenten realisieren kann. Der Fokus wird dabei auf die Messung mittels widerstandsbasierter Dehnungsmessstreifen gelegt werden.

Wie bereits in Abschnitt 2.2 erwähnt, basiert die Kraftmessung fast ausschließlich auf einer Vergleichsmessung der zu messenden Kraft mit einer bekannten Referenzkraft. Zwischen diesen beiden Kräften wird ein Gleichgewicht hergestellt. [GHZ94] Unter Anwendung dieses Prinzips können Kräfte indirekt über die mechanische Verformung eines Körpers gemessen werden. Das *Hooke'sche Gesetz* ¹⁾ besagt, dass sich Körper unter Einwirkung äußerer Kräfte verformen. Sie erzeugen innere mechanische Spannungen, welche Verformungen im Körper und somit Dehnungen erzeugen. Ein solcher Körper wird im Folgenden als *elastischer Federkörper* bezeichnet. Wird die Verformung innerhalb des linear-elastischen Bereiches gehalten, so ist sie reversibel und der elastische Körper kann zur Kraftmessung verwendet werden. Werden die Dehnungen auf diesem Federkörper gemessen, so lässt sich durch geeignete Konstruktion und Platzierung der Dehnungssensoren auf die äußeren Kräfte zurückschließen.

Allgemein lassen sich mechanische Systeme durch sechs Freiheitsgrade beschreiben – drei

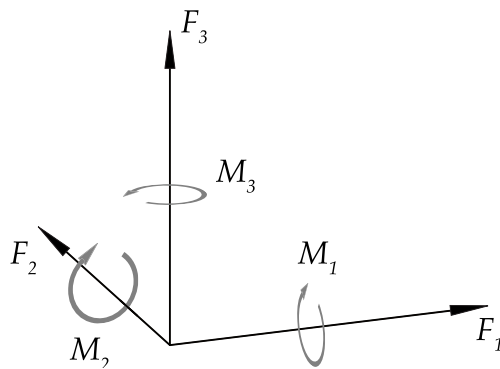


Abbildung 3.14: Mögliche Freiheitsgrade bei Kräften und Momenten.

Kräfte und drei Momente, die mit den Raumrichtungen verknüpft sind, wie in Abbildung 3.14 aufgezeigt. Kraft- und Momentensensoren können diese Größen indirekt messen. Dazu

¹⁾ vg. Abschnitt 3.1.1

werden mindestens sechs Sensorwerte benötigt. Die Verbindung zwischen Sensorwerten S_j und den Kräften und Momenten lässt sich durch folgendes Gleichungssystem beschreiben:

$$\begin{matrix} \mathbf{F} = \\ \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \\ M_1 \\ M_2 \\ M_3 \end{bmatrix} \end{matrix} = \begin{matrix} \\ \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \\ F_4 \\ F_5 \\ F_6 \end{bmatrix} \end{matrix} = \begin{matrix} \\ \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} & k_{14} & k_{15} & k_{16} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} & k_{24} & k_{25} & k_{26} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} & k_{34} & k_{35} & k_{36} \\ k_{41} & k_{42} & k_{43} & k_{44} & k_{45} & k_{46} \\ k_{51} & k_{52} & k_{53} & k_{54} & k_{55} & k_{56} \\ k_{61} & k_{62} & k_{63} & k_{64} & k_{65} & k_{66} \end{bmatrix} \end{matrix} \cdot \begin{matrix} \mathbf{K} \cdot \mathbf{S} \\ \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \end{bmatrix} \end{matrix} \quad (3.35)$$

Es ist ersichtlich, dass die Matrix in dieser Gleichung regulär sein muss, um ein eindeutiges Ergebnis zu bekommen. Bevor jedoch auf die Auswertung von Kraftsensoren eingegangen wird, soll zunächst auf den Aufbau eines Kraftsensors im Allgemeinen eingegangen werden.

3.6.1 Aufbau von Kraftsensoren

Wie bereits in Abschnitt 3.1 erläutert, verformen sich Körper unter dem Einfluss äußerer Kräfte. Dabei wird zwischen elastischer und plastischer Verformung unterschieden. Der Zweck eines elastischen Federkörpers bei einem Kraftsensor ist es, an gezielten Stellen Dehnungen zu erzeugen. Der Federkörper wird dabei so ausgelegt, dass die Verformungen im elastischen Bereich bleiben. Die Dehnungen können durch Normal-, Biege- oder Scherspannungen im Körper erzeugt werden. Je nach gewählter Belastung ändert sich die Gestalt des Federkörpers. An den Stellen, wo gezielt Verformungen in den Federkörper eingebracht werden, werden dann die Sensorelemente (Dehnungsmessstreifen) platziert. Die Auslegung der Geometrie dazu kann bei einfachen Geometrien analytisch über das *Hooke'sche Gesetz*²⁾ erfolgen. Bei aufwändigeren Geometrien empfiehlt sich eine Berechnung der Struktur mittels der Finiten-Elemente-Methode (FEM). Für die meisten Konstruktionswerkstoffe beträgt die zulässige Dehnung $\varepsilon_{max,el} = 0,1\%$. Im Zweifel ist sie aber durch Werkstoffdatenblätter oder Versuche zu ermitteln.

3.6.2 Aufbau eines einachsigen Kraftsensors

In Abbildung 3.15 ist beispielhaft die Realisierung eines Probekörpers eines Kraftsensor für vertikale wirkende Kräfte aufgezeigt. Dieser Körper ist an der linken Seite starr mit der schraffierten Aufspannung verbunden. Man sieht, dass an vier Positionen auf Ober- und

²⁾ vgl. Abschnitt 3.1.1

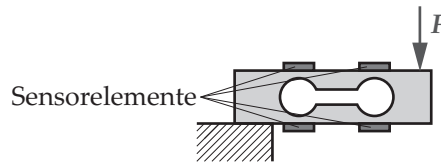


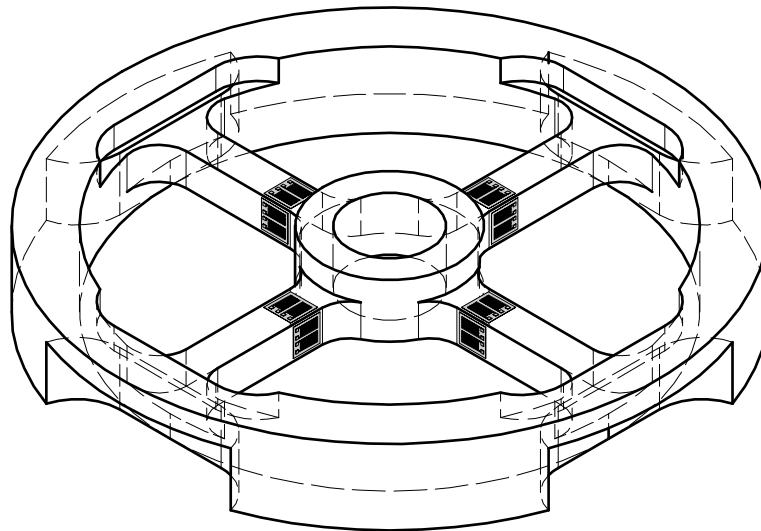
Abbildung 3.15: Schematische Darstellung eines elastischen Federkörpers (grau) mit vier Sensorelementen (gelb).

Unterseite des Federkörpers Sensorelemente angebracht sind. Diese sind genau dort angebracht, wo der Querschnitt und damit das Flächenträgheitsmoment am geringsten sind. Wirkt jetzt die eingezeichnete Kraft F auf den Federkörper, so werden besonders diese vier Stellen durch Biegung verformt, was mit den Sensorelementen gemessen werden kann. Durch die Parallelogrammführung ist die Verformung an allen Stellen betragsmäßig gleich groß. Lediglich das Vorzeichen der auf der Oberfläche auftretenden Dehnung ist an zwei Stellen positiv und an den anderen beiden negativ. Damit erreicht man mit diesem Probekörper eine gute Empfindlichkeit, da die Sensoren in einer Wheatstone'schen Messbrücke des Falls 7 gemäß Tabelle 3.6 verschaltet werden können. Weitere Typen von üblichen Federkörpern können in der Literatur [GHZ94, Hun98] nachgelesen werden.

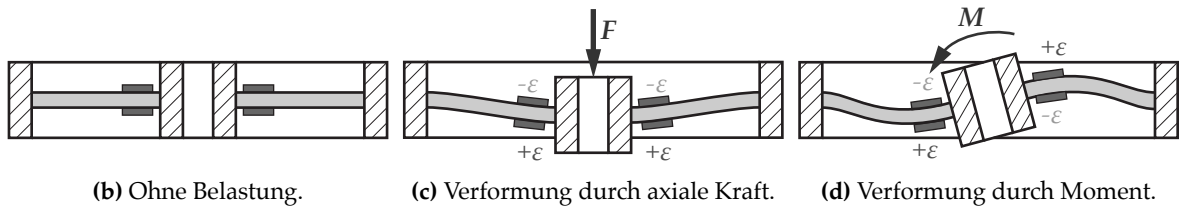
3.6.3 Aufbau von Kraftsensoren für mehrere Kraftkomponenten

Bis jetzt sind Kraftsensoren nur für eine Krafrichtung ausgelegt worden. Dies bedeutet, dass ein Sensorsignal – entweder eines Einzelsensors oder einer Messbrücke – ausgewertet werden muss. Wie in Gleichung 3.35 beschrieben, müssen mindestens n Sensorsignale zur Verfügung stehen, um zwischen n Freiheitsgraden unterscheiden zu können. Dazu haben sich verschiedene Anordnungen von Sensoren durchgesetzt. Ein Überblick findet sich beispielsweise in [GHZ94]. Im Folgenden soll beispielhaft erläutert werden, wie ein solcher elastischer Federkörper für einen Kraftsensor mit bis zu sechs Freiheitsgraden aussehen kann. Andere Kraftsensoren sind bereits im Stand der Technik vorgestellt worden.

Eine häufig genutzter Aufbau für einen Kraftsensor ist in Abbildung 3.16 zu sehen. Dort erkennt man, dass der elastische Federkörper vier axiale Biegebalken besitzt, an denen die Verformung gemessen wird. Die Dehnungen werden über die relative Verschiebung oder Verdrehung des inneren Rings zum äußeren Ring erzeugt. Die Biegebalken sind über elastische Elemente mit dem äußeren Ring verbunden, so dass verstärkt eine Biegung im inneren Teil der Balken induziert wird. Man erkennt, dass dort auf allen Seiten der Balken Dehnungsmessstreifen platziert sind, um eine hohe Empfindlichkeit zu erhalten. Dabei sind jeweils zwei parallele Dehnungsmessstreifen auf einer Seite. Die jeweils gegenüberliegenden vier Dehnungsmessstreifen sind in einer *Wheatstone'schen Messbrücke* verschaltet, die nach dem



(a) Aufbau des elastischen Federkörpers



(b) Ohne Belastung.

(c) Verformung durch axiale Kraft.

(d) Verformung durch Moment.

Abbildung 3.16: Aufbau und Arbeitsweise eines Kraftsensors mit elastischem Federkörper mit vier axialen Biegebalken zur Kraftmessung in sechs Freiheitsgraden. Die sichtbaren Dehnungsmessstreifen sind gelb hinterlegt. (nach [GHZ94])

Messprinzip von Schaltung Nr. 7 aus Tabelle 3.6 arbeitet. In Abbildung 3.16b sieht man schematisch einen Halbschnitt durch den elastischen Federkörper. Die Biegebalken sind dabei in Grün dargestellt. In Gelb sieht man die Dehnungsmessstreifen auf der Ober- und Unterseite der Biegebalken. In den beiden Abbildungen (c) und (d) ist überzeichnet die Reaktion des Kraftsensors für zwei Belastungsfälle beispielhaft dargestellt. Dabei werden folgende Annahmen getroffen: Zunächst wird der äußere Ring des elastischen Federkörpers immer unbeweglich gehalten. Weiterhin wird hier vereinfachend angenommen, dass die beiden Ringe sich nicht verformen, sondern nur die Biegebalken. Durch eine axiale Kraft wird der innere Ring gegenüber dem äußeren Ring vertikal verschoben. Dadurch messen alle auf der Oberseite der Biegebalken befindlichen Dehnungsmessstreifen eine negative Dehnung (Stauchung) und alle auf der Unterseite befindlichen Sensoren eine positive Dehnung (Verlängerung). Die sich seitlich an den Biegebalken befindlichen Dehnungsmessstreifen messen die Dehnung so, dass hier in der Summe kein Ausgangssignal der Wheatstone'schen Messbrücke zu erwarten ist. Im zweiten Fall, wo ein Moment auf den inneren Ring wirkt, erkennt man, dass die beiden dargestellten Biegebalken sich anders verformen. Jetzt erfahren die obere rechte und die untere linke Sensorfolie eine positive Dehnung und die anderen

beiden Dehnungsmessstreifenfolien eine negative Dehnung. Die beiden nicht dargestellten Biegebalken werden tordiert, was aber auch zu keinem Ausgangssignal in den Messbrücken führt. Somit ist es hier möglich, durch die Art der Sensorsignale zwischen den gezeigten Belastungsfällen zu unterscheiden.

Bei dem in Abbildung 3.16a gezeigten Kraftsensor sind auf jedem der vier Biegebalken vier Dehnungsmessstreifenfolien mit je zwei Widerständen pro Folie angebracht. Zwei DMS-Folien sind dabei zu einer *Wheatstone'schen Messbrücke* verschaltet., womit sich acht Messsignale U_1 bis U_8 ergeben. Dabei ergibt sich ein überbestimmtes Gleichungssystem:

$$\begin{bmatrix} F_1 \\ \vdots \\ F_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & \cdots & k_{18} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ k_{61} & \cdots & k_{68} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} U_1 \\ \vdots \\ U_8 \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

3.6.4 Kalibrierung von Kraftsensoren

Ein Kraftsensor wird – verallgemeinert gesagt – dadurch kalibriert, dass durch das Aufbringen definierter, bekannter Lasten und das Messen der Sensorsignale die notwendigen Empfindlichkeitskoeffizienten bestimmt werden. Für einen einachsigen Kraftsensor ergibt sich dies einfach über:

$$k = \frac{F}{U_{\text{Sensor}}} \quad (3.37)$$

Die Bestimmung von k kann auch in mehreren Messungen und anschließender Mittelwertbildung erfolgen, um eine höhere Genauigkeit zu erhalten. Für mehrkomponentige Kraftsensoren wird im Prinzip nach dem selben Schema verfahren. In diesem Fall müssen jedoch mehrere Lasten aufgebracht werden, um alle Koeffizienten zu bestimmen. Die einzelnen Lastvektoren müssen dabei bestenfalls linear unabhängig sein. Damit ergibt sich für n Messungen und m Sensorsignale folgendes Gleichungssystem:

$$\begin{bmatrix} F_{11} & \cdots & F_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ F_{61} & \cdots & F_{6n} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & \cdots & k_{1m} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ k_{61} & \cdots & k_{6m} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} U_{11} & \cdots & U_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ U_{m1} & \cdots & U_{mn} \end{bmatrix} \quad (3.38)$$

Dies lässt sich in Kurzform auch als $\mathbf{F} = \mathbf{K}\mathbf{U}$ schreiben. Die Matrix $\mathbf{K}$ kann jetzt auf folgende Weise bestimmt werden [GHZ94]:

$$\mathbf{F}\mathbf{U}^T = \mathbf{K}\mathbf{U}\mathbf{U}^T; \quad \mathbf{K} = \mathbf{F}\mathbf{U}^T [\mathbf{U}\mathbf{U}^T] \quad (3.39)$$

Wenn $\mathbf{U}$ eine orthogonale Matrix ist, so ergibt sich aus $\mathbf{U}\mathbf{U}^T$ die Einheitsmatrix. In diesem Fall wurden alle Faktoren in allen Messungen gleich bestimmt. Wenn dies nicht so ist, wird die Empfindlichkeitsmatrix über die Methode der kleinsten Quadratsummen angepasst.

Die definierten Lasten werden am besten über eine spezielle Vorrichtung auf den Kraftsensor aufgebracht, die es erlaubt, Belastungen für jede Kraft- oder Momentenkomponente F_i einzeln aufzubringen.

4 Materialien und Methoden

Im folgenden Kapitel wird ein Überblick über die hergestellten Sensorzellen und Sensorfolien gegeben. Dabei wird zunächst auf die Herstellungsprozesse für die im Rahmen dieser Arbeit realisierten Sensoren eingegangen und anschließend auf die Aufbau- und Verbindungstechnik für die Sensoren. Zum Schluss werden beispielhaft noch realisierte Sensoren vorgestellt.

4.1 Herstellungsprozesse der DMS

4.1.1 Herstellung der metallischen DMS

Die metallischen Dehnungsmessstreifen sind auf Siliziumscheiben mit einem Durchmesser von 100 mm hergestellt worden, welche als Träger für die Fertigung dienen. Durch die Verwendung der Siliziumscheiben ist es möglich, diese mit Geräten der Mikrosystemtechnik beziehungsweise der Halbleiterfertigung zu bearbeiten. Außerdem sind diese Scheiben mechanisch robust und besitzen eine sehr hohe Oberflächengüte in Bezug auf Rauigkeit und Ebenheit. Somit bieten sie sich neben den genannten Vorteilen auch wegen der guten Verfügbarkeit als Fertigungsplattform für die hier vorgestellten Dehnungsmessstreifenfolien an. Eine vereinfachte Darstellung des Fertigungsprozesses sieht man in Abbildung 4.1. Zunächst wird dabei mit einer Vorbehandlung der Siliziumscheiben begonnen: Um die einzelnen Sensorfolien nachher vom Wafer abzulösen, sind die Scheiben zunächst thermisch oxidiert und anschließend mit einer metallischen Opferschicht aus $1\text{ }\mu\text{m}$ Aluminium und 150 nm Titan versehen worden. Diese Opferschicht kann am Ende der Prozessierung nasschemisch entfernt werden ohne die Sensorfolien zu beschädigen.

Für die Fertigung der Sensoren ist auf diese Scheiben zunächst eine Trägerschicht aus Polyimid auf die Opferschicht aufgebracht worden. Verwendet worden ist das Polyimid *PI 2611* der Firma *HD Microsystems*. Es wird als Lösung der Polyamidsäure-Precursoren in N-Methyl-2-pyrrolidon (NMP) geliefert und kann analog zu Fotolacken in einem Schleuderprozess auf die Siliziumscheibe aufgebracht werden. Das verwendete Polyimid besitzt auch nach dem Ausheizen geringe Schichtspannungen, da sein thermischer Ausdehnungskoeffizient dem von Silizium angepasst ist. So wird ein Aufrollen der Sensorfolie nach dem Ablösen verhindert. Die Prozessierung des Polyimids erfolgt in folgender Weise: Zunächst wird die Polyimidlösung in einem Schleuderprozess in einer Dicke von $5\text{ }\mu\text{m}$ auf den Wa-

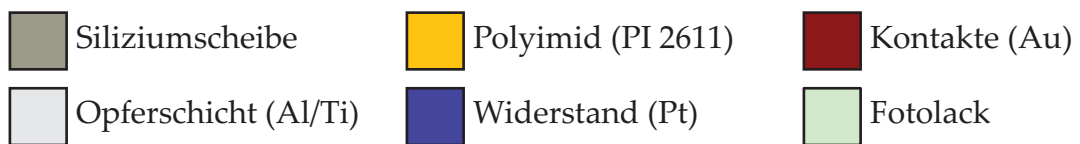
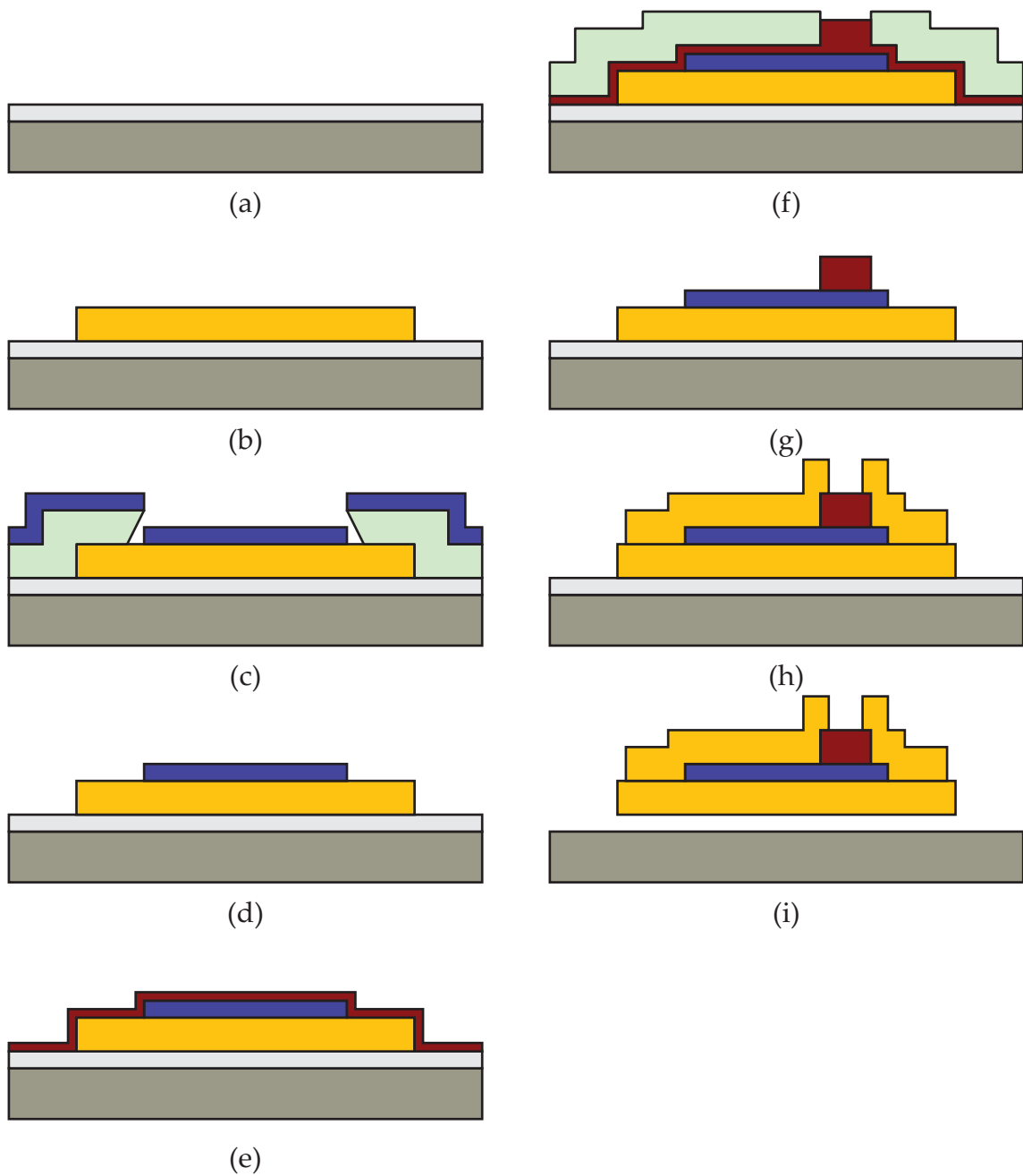


Abbildung 4.1: Schematische, vereinfachte Prozessreihenfolge der Sensorfolien für metallische Dehnungsmessstreifen - Haftvermittlerschichten sind der Übersicht halber vernachlässigt und Dicken nicht maßstabsgetreu aufgetragen

fer aufgebracht und einem ersten Ausheizschritt unterzogen. Anschließend wird das Polyimid über einen fotolithographischen Prozess strukturiert. Dabei wird ausgenutzt, dass der Entwickler zum Entfernen des belichteten Fotolacks auch das noch nicht vollständig ausgeheizte Polyimid löst. Die Fotolackschicht auf den stehen bleibenden Polyimidflächen kann im Anschluss mit Aceton entfernt werden, da das Polyimid nicht gelöst wird. Anschließend wird das Polyimid in einem zweiten Temperaturschritt vollständig ausgeheizt und ist dann bereit für eine weitere Prozessierung. Auf der Polyimid-Trägerschicht sind in weiteren Prozessschritten die Widerstandselemente der DMS aus Platin aufgebracht worden. Diese sind in einem Lift-Off-Verfahren strukturiert worden, wozu der Wafer zunächst mit einer Fotolackschicht versehen worden ist. Dieser Fotolack lässt nur Öffnungen frei, wo nachher die Widerstandselemente verbleiben sollen. Anschließend ist eine 200 nm dicke Platinschicht mittels Kathodenzerstäubung aufgebracht worden. Zur besseren Haftung ist vorher jedoch eine dünne Schicht aus Titan aufgetragen worden. Das Ergebnis dieses Prozesses ist in Abbildung 4.1 in Schritt (c) zu sehen. Hier erkennt man auch, dass die Kanten der Fotolackschicht einen Unterschnitt aufweisen - außerdem ist er wesentlich dicker als die aufgebrachte Platinschicht. Dadurch wird erreicht, dass die Platinschicht an der Lackkante nicht durchgängig ist. Durch das Entfernen des Fotolacks bleibt das Platin nur an den Stellen zurück, wo es direkt auf dem Polyimid liegt. Das restliche Metall wird mit dem Fotolack abgespült.

In den nächsten Prozessschritten sind die Kontaktflächen und Leiterbahnen aus Gold hergestellt worden. Dazu ist der gesamte Wafer mit einer metallischen Startschicht, der so genannten *plating base*, beschichtet worden. Durch Elektronenstrahlverdampfen sind zunächst 30 nm Titan als Haftvermittler und anschließend 100 nm Gold aufgebracht worden. Diese Schicht dient später als Kathode in einem Galvanikprozess, bei dem die Goldschicht aufgedickt wird. Zuvor ist der Wafer jedoch wieder mit Fotolack beschichtet und dieser strukturiert worden. Die Öffnungen im Fotolack sind nun in einer Dicke von 5 µm galvanisch metallisiert worden. Anschließend sind zunächst der Fotolack und anschließend die Galvanikstartschicht nasschemisch entfernt worden. Bei diesem Vorgang wird auch die galvanisch aufgetragene Goldschicht leicht angeätzt. Zum mechanischen Schutz des Dehnungsmessstreifens ist nun noch eine zweite Polyimidschicht aufgebracht worden. Diese hat ebenfalls eine Dicke von 5 µm und lässt nur die Kontaktflächen offen. Die Prozessierung ist dabei analog zur unteren Trägerschicht erfolgt. Das Ablösen der Sensorfolien ist – wie bereits erwähnt – durch nasschemisches Ätzen der Opferschicht erfolgt. Dazu ist zunächst das oben liegende Titan durch 0,5%-Flusssäurelösung entfernt und anschließend das Aluminium in 2%-Salzsäurelösung aufgelöst worden. Dabei wird nur die dickere Aluminiumschicht vollständig entfernt. So lösen sich die Sensorfolien mit der darunter liegenden Titanschicht von der Siliziumscheibe. Anschließend ist diese Titanschicht auf der Unterseite der zuerst aufgetragenen Polyimidschicht von den Sensorfolien durch weiteres Ätzen in Flusssäurelösung

entfernt worden. Nach dem Spülen sind die Folien getrocknet worden und fertig für ihre weitere Verwendung.

4.1.2 Herstellung der piezoresistiven DMS

In vielen technischen Anwendungen wie Drucksensoren werden piezoresistive Elemente als Dehnungsmessstreifen entweder mittels Dotierung durch Diffusion oder Implantation strukturiert. Dabei werden p-dotierte Widerstände in einem n-dotiertem Siliziumsubstrat erzeugt. Die Isolation gegenüber dem Substrat erfolgt über gesperrte pn-Übergänge. Diese Isolation weist jedoch Leckströme auf, die sich besonders bei hohen Strömen und Temperaturen negativ bemerkbar machen [GHZ94]. In der vorliegenden Arbeit wurde eine andere Form des Aufbaus gewählt. Die Dehnungsmessstreifen sind auf Siliziumscheiben hergestellt worden, welche mittels der *Silicon-on-Insulator* Technologie gefertigt worden sind. Bei dieser Technik befindet sich unter einer dünnen Siliziumschicht (*device layer*) eine Schicht aus Siliziumdioxid, die auch als vergrabenes Oxid oder *buried oxide* (BOX) bezeichnet wird. Um die mechanische Stabilität beziehungsweise Robustheit des Wafers zu gewährleisten und ihn so während des Fertigungsprozesses handhaben zu können, befindet sich unter der Oxidschicht eine weitere, dickere Siliziumschicht, der sogenannte *handle-wafer*. Diese SOI-Technologie wird heute dazu eingesetzt, um parasitäre Kapazitäten in CMOS-Transistoren zu verringern und dadurch schnellere Schaltzeiten zu realisieren. Bei der Herstellung der hier vorgestellten Dehnungsmessstreifen dient die dünne Siliziumschicht dazu, die Widerstände mittels Ätzen zu definieren. Sie werden durch das vergrabene Oxid gegenüber dem Handle-Wafer isoliert. Abbildung 4.2a zeigt den Aufbau. In Grau sieht man die Aufsicht auf das Silizium der *device layer*. In Blau ist das vergrabene Oxid zu sehen und die Metallisierung ist weiß dargestellt. Wie zu sehen ist, besitzt der Dehnungsmessstreifen vier Kontaktflächen. Über die unteren beiden Kontaktflächen wird der dehnungsabhängige Widerstand kontaktiert. Die oberen beiden Kontaktflächen dienen zum einen zur mechanischen Stabilisierung im Rahmen der Aufbau- und Verbindungstechnik. Zum anderen werden über diese Kontakte das umliegende Silizium des Device-Layers sowie das Silizium des Handle-Wafers kontaktiert. Dies dient dazu, das Silizium des Handle-Wafers auf ein definiertes Potenzial setzen zu können und somit kapazitive Effekte zwischen Handle-Wafer und Dehnungsmessstreifen zu verringern beziehungsweise zu kontrollieren.

Die Fertigung der piezoresistiven Dehnungsmessstreifen ist auf SOI-Scheiben mit einem Durchmesser von 100 mm durchgeführt worden. Dabei dient die obere Schicht (*device layer*) dazu, die eigentlichen Widerstandsstrukturen herzustellen. Das vergrabene Oxid dient als elektrische Isolationsschicht des *Device-Layers* gegenüber dem sogenannten *Handle-Wafer*. Die technischen Daten der verwendeten SOI-Wafer sind in Tabelle 4.1 dargestellt. Der geringe spezifische Widerstand ist gewählt worden, um an den Kontaktflächen ein Ohm'sches

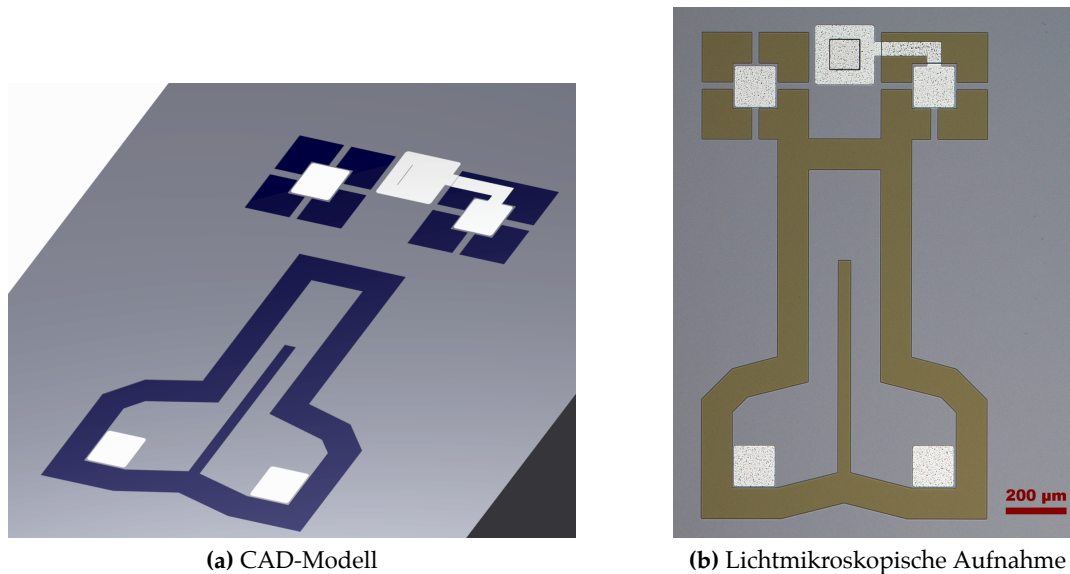


Abbildung 4.2: CAD-Modell und lichtmikroskopische Aufnahme des entwickelten piezoresistiven Dehnungsmessstreifens

Verhalten zu bekommen. Ein Ohm'scher Kontakt zwischen Silizium und Aluminium beginnt ab einer Dotierung von 10^{15} cm^{-3} . Dabei verringert sich der Kontaktwiderstand mit zunehmender Dotierung. Dem entgegen steht, dass der piezoresistive Effekt mit zunehmender Dotierung des Siliziums schwächer ausgeprägt ist, wie Abbildung 3.5 auf Seite 46 zeigt. Oberhalb einer Dotierstoffdichte von 10^{18} cm^{-3} nimmt die Empfindlichkeit piezoresistiver Sensoren für p-dotiertes Silizium deutlich ab. Daher ist es wünschenswert, möglichst knapp unterhalb dieses Wertes zu bleiben. In Abbildung 4.4 ist die Abhängigkeit zwischen Dotierstoffdichte und spezifischem Widerstand eingezeichnet. Der hellgraue Bereich gibt die vom Hersteller angegebene Spanne des spezifischen Widerstandes an. Daraus ergibt sich der

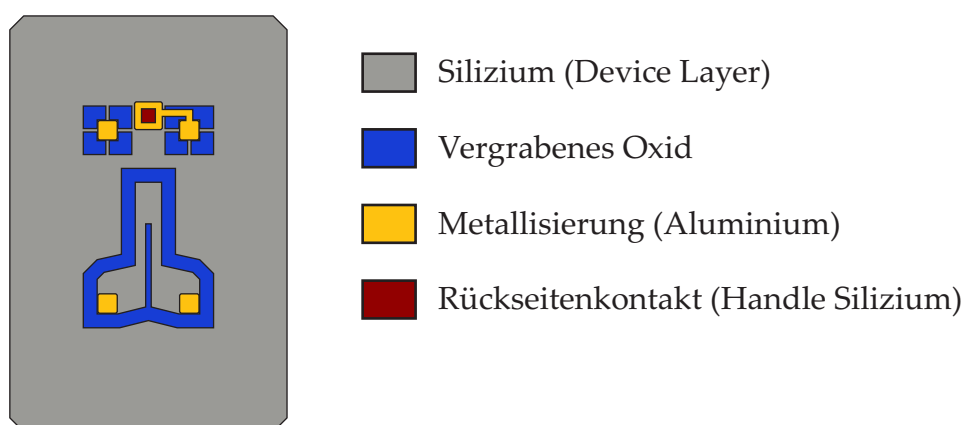


Abbildung 4.3: Schematische Aufsicht auf einen piezoresistiven Dehnungsmessstreifen-Chip

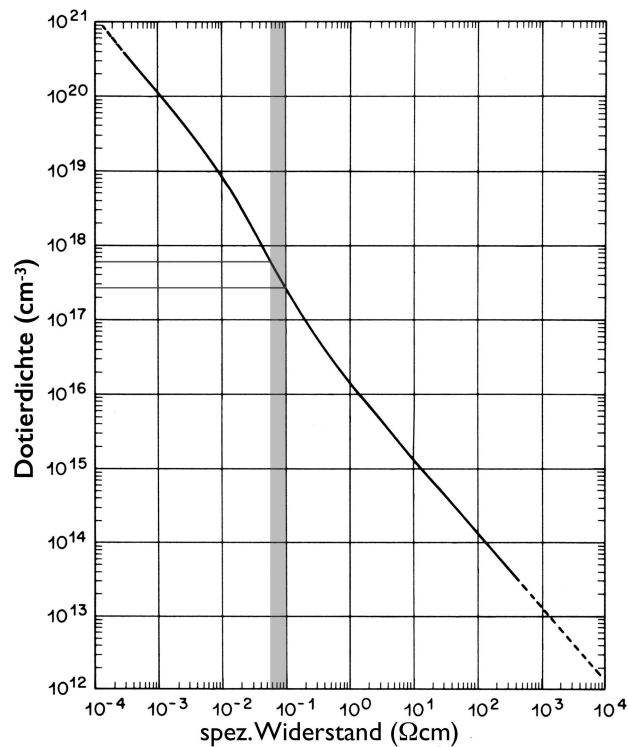


Abbildung 4.4: Abhängigkeit zwischen spezifischem Widerstand und Dotierstoffdichte (aus [Sze81], bearbeitet)

Bereich für die Dotierstoffkonzentration von etwa $1,8 \cdot 10^{17} \text{ cm}^{-3}$ bis $5 \cdot 10^{17} \text{ cm}^{-3}$, was die beiden gestellten Anforderungen an einen guten Metall-Halbleiter-Kontakt und an eine gute Empfindlichkeit des Sensors erfüllt.

Nun soll auf den Ablauf des Herstellungsprozess eingegangen werden, welcher in folgende

Tabelle 4.1: Technische Daten der verwendeten SOI-Wafer

Schicht	Orientierung	Dotierung	spez. Widerstand	Dicke
Device-Layer	$\langle 100 \rangle$	Bor (p-dotiert)	$0,06 - 0,1 \Omega \text{cm}$	$2 \pm 0,5 \mu\text{m}$
vergrabenes Oxid				$0,5 \mu\text{m}$
Handle-Wafer	$\langle 100 \rangle$	Bor (p-dotiert)	$0,01 - 0,02 \Omega \text{cm}$	$400 \pm 10 \mu\text{m}$

Schritte unterteilt werden kann:

- Öffnen des Rückseitenkontaktes (zum Handle Wafer)
- Freistellen der Widerstandsstruktur
- Herstellen der Metallisierung
- Vereinzelung der Chips

Diese Prozessschritte werden nun im Detail beschrieben. In Abbildung 4.5 ist der gesamte Prozessablauf einmal vereinfacht als Schnitt durch den Chip dargestellt, wobei der Schnittverlauf im unteren Teil der Abbildung dargestellt ist. So sind die einzelnen Schichten und ihre Strukturierung zu sehen.

Wie bereits erwähnt, sind die Sensoren aus 100 mm Silicon-On-Insulator-Scheiben hergestellt worden. Dabei ist in den Scheiben zunächst die Öffnung zur Kontaktierung des Handle-Wafers hergestellt worden. Es wird eine Öffnung benötigt, die durch die obere Siliziumschicht und das vergrabene Oxid hindurch reicht. Dazu ist der Wafer zunächst mit einem Fotolack beschichtet worden, der nur die $100 \times 100 \mu\text{m}^2$ großen Kontaktflächen offen gelassen hat. Der Fotolack hat dabei als Maske für einen reaktiven Ionenätzprozess mit den Prozessgasen SF_6 und O_2 fungiert. So sind die nicht mit Fotolack abgedeckten Kontaktflächen bis auf das vergrabene Oxid weggeätzt worden. Durch eine hohe Selektivität des Ätzprozesses von Silizium gegenüber Siliziumdioxid kann sichergestellt werden, dass an allen Stellen bis auf das vergrabene Oxid heruntergeätzt worden ist, indem die Ätzzeit ausreichend lang gewählt wird. Dies ist optisch durch die blaue Farbe des Oxids leicht zu kontrollieren. Nach dem Ätzprozess ist dann der Fotolack mittels Veraschen im Sauerstoffplasma entfernt worden. Das nun offen liegende vergrabene Oxid ist nasschemisch durch gepufferte Flusssäure entfernt worden, so dass die Oberfläche des Handle-Wafers offen lag. In einem zweiten Schritt ist durch eine Fotolackmaske der Graben rund um die Widerstandsstruktur abgebildet und dieser ebenfalls durch reaktives Ionenätzen freigestellt worden. Im nächsten Schritt sind dann die Kontakte hergestellt worden. Um einen guten Kontakt zu erhalten, ist es notwendig, eine reine, nicht oxidierte Siliziumoberfläche vor dem Aufbringen der Metallisierung zu haben. Dies wird durch kurzes Anätzen in Flusssäure erreicht. Nach Entfernen der natürlichen Oxidschicht auf dem Silizium ist auf dem gesamten Wafer Aluminium in einer Dicke von $1 \mu\text{m}$ durch Elektronenstrahlverdampfen aufgebracht und dieses nasschemisch mittels einer Fotolackmaske strukturiert worden. Über die rechte obere Kontaktfläche ist darüber hinaus der Kontakt zum Rückseitensilizium hergestellt worden. Dazu geht eine Leiterbahn von diesem Kontakt bis über die Öffnung des Rückseitenkontakts, der auch vollständig mit Metall überdeckt wird. Nach der Strukturierung sind die Kontakte getempert worden, um den Kontakt zwischen Metall und Halbleiter zu verbessern. Dazu ist der Wafer in einem Rohrofen unter Stickstoffatmosphäre mit $5^\circ\text{C}/\text{min}$ auf 475°C erwärmt und bei dieser Temperatur 30 Minuten gehalten worden. Danach sind die Wafer wieder mit $5^\circ\text{C}/\text{min}$ auf Raumtemperatur abgekühlt worden und die Chips sind fertig zur Vereinzelung. Dazu ist mittels eines Schutzlacks die Größe der Chips definiert und vor Verunreinigungen beim Vereinzeln geschützt worden. Die Gräben im Fotolack zwischen den Chips dienen zur Ausrichtung der Säge zum Vereinzeln. Abschließend sind die Chips durch Trennschleifen vereinzelt und der Schutzlack mit dem angesammelten Schleifstaub durch Lösungsmittel und Ultraschallreinigung entfernt worden.

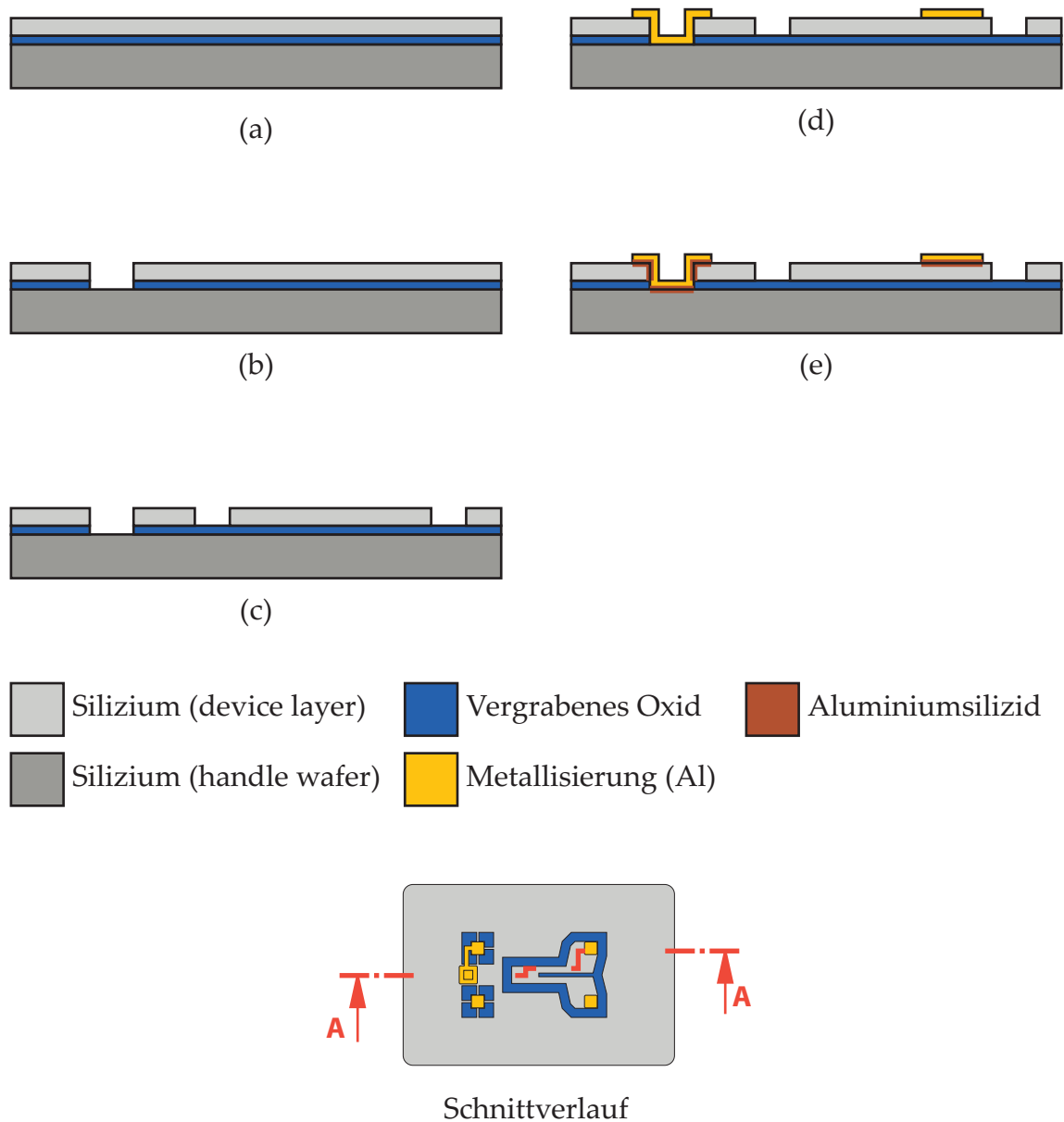


Abbildung 4.5: Schematische Darstellung der Prozessierung der piezoresistiven DMS in Silicon-On-Insulator-Scheiben. Unten in der Abbildung ist der Schnittverlauf dargestellt, der in den Schnitten (a) bis (e) verwendet wurde.

4.2 Hergestellte Dehnungsmessstreifen

Bis jetzt ist der Prozess zur Herstellung der beiden Sensoren vorgestellt worden. In den folgenden Abschnitten werden die im Rahmen dieser Arbeit hergestellten Dehnungsmessstreifen und Sensorfolien vorgestellt.

4.2.1 Metallische Dehnungsmessstreifen und Sensorfolien

Im Rahmen dieser Arbeit sind mehrere DMS-Folien hergestellt worden. Dabei sind sowohl Einzelsensoren als auch Folien für bestimmte Anwendungen hergestellt worden. Einige der

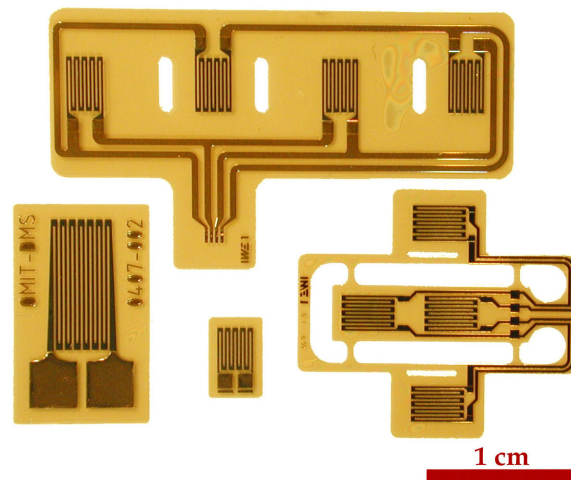


Abbildung 4.6: Einige im Rahmen dieser Arbeit hergestellte DMS-Folien

hergestellten Sensoren sind in Abbildung 4.6 zu sehen. Die beiden dargestellten Einzelsensoren sind hergestellt worden, um die metallischen Sensoren zu charakterisieren. Sie können jedoch auch für generelle Messaufgaben eingesetzt werden. Die Sensorfolien enthalten mehrere in Messbrücken verschaltete Sensoren auf einer Folie und sind für spezielle Anwendungen hergestellt worden. Sie werden später in Kapitel 6 genauer beschrieben und sollen hier nicht näher betrachtet werden.

Abbildung 4.7 zeigt einen der hergestellten Einzel-Dehnungsmessstreifen, der zur Charakterisierung eingesetzt worden ist. Der Widerstand eines solchen DMS kann in guter Näherung über Gleichung 3.27 ermittelt werden. Dazu muss aber bedacht werden, dass sich unter der Widerstandsschicht aus Platin noch eine Haftvermittlerschicht aus Titan befindet, die ebenfalls zur Stromleitung beiträgt. Der Gesamtwiderstand kann bestimmt werden, indem der Widerstand für jedes Metall einzeln berechnet wird und anschließend der Gesamtwiderstand durch Parallelschaltung der beiden Einzelwiderstände ermittelt wird. Die dazu benötigten Maße sind Abbildung 4.7 zu entnehmen. Zusätzlich werden noch die Schichtdicken mit $h_{g,Ti} = 25 \text{ nm}$ und $h_{g,Pt} = 200 \text{ nm}$ benötigt. Die spezifischen Widerstände der

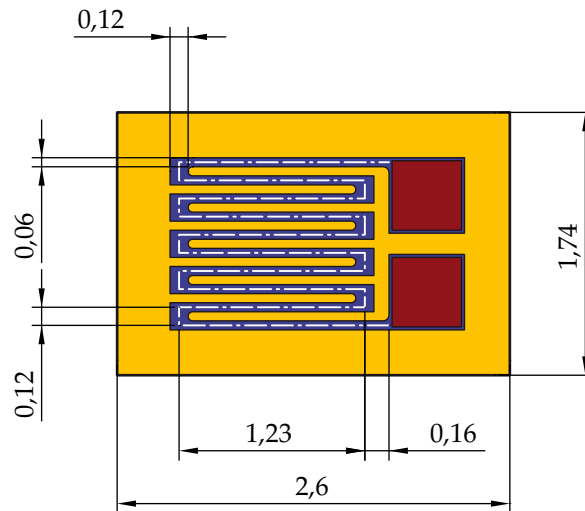


Abbildung 4.7: Relevante Maße eines hergestellten Einzel-DMS

Schichten sind mit $\rho_{el,Pt} = 1,06 \cdot 10^{-7} \Omega m$ und $\rho_{el,Ti} = 4 \cdot 10^{-7} \Omega m$ angenommen. Dadurch ergibt sich ein Widerstand von $R = 111,8 \Omega$. Dieser Wert ist zunächst als Grundlage für einen Widerstand von $R_{theo} = 120 \Omega$ angenommen worden, da sich bei der Herstellung Schwankungen zwischen den Schichten gezeigt haben. Diese Schwankungen haben aber für die Sensorfolien mit Messbrücken keinen Einfluss, da hier die verschiedenen DMS nahe zusammenlagen und dadurch von einer guten Homogenität der Widerstandsschicht auszugehen ist. Zusätzlich ist hier der Widerstand der Kontaktflächen nicht mit einbezogen worden.

4.2.2 Piezoresistive Dehnungssensoren

4.2.2.1 Materialparameter Silizium

Wie bereits in Abschnitt 3.1.1 erwähnt, gibt das Hooke'sche Gesetz (vgl. Gleichungen 3.5 und 3.7) einen Zusammenhang zwischen mechanischer Spannung und Dehnung in elastischen Festkörpern. Einkristallines Silizium kann als orthotropes Material betrachtet werden. Dadurch vereinfacht sich der Steifigkeitstensor des Hooke'schen Gesetzes in die in Gleichung 3.10 dargestellte Form. Dadurch, dass Silizium eine kubische Kristallgitterstruktur aufweist, ergibt sich zusätzlich für die elastischen Koeffizienten noch $c_{11} = c_{22} = c_{33}$,

$c_{44} = c_{55} = c_{66}$ und $c_{12} = c_{13} = c_{23}$ [HNK10]. Somit reduziert sich der Steifigkeitstensor auf nur drei unabhängige elastische Koeffizienten und hat folgende Form:

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{12} & c_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

Für die drei Koeffizienten c_{11} , c_{12} und c_{44} gibt es in der Literatur [WE65, Hal67, HNK10] Werte, wenn die Achsen des Koordinatensystems parallel zu den $\langle 100 \rangle$ -Ebenen ausgerichtet sind. Die Werte von Hopcroft [HNK10] sind in Tabelle 4.2 dargestellt. Sie bilden die Grundlage für Betrachtungen in dieser Arbeit. Die Werte aus den anderen Literaturstellen unterscheiden sich jedoch nicht wesentlich von den verwendeten Werten. Der piezoresistive Effekt wird bei Silizium sehr oft in $[110]$ -Richtung angewandt, da hier gerade für p-dotiertes Material die größte Empfindlichkeit zu erwarten ist, wie auch aus Abbildung 3.7 zu entnehmen ist. Um Berechnungen in dieser Orientierung einfach durchzuführen, bestehen zwei Möglichkeiten: Zum einen kann das Bauteil rotiert in einem bestimmten Koordinatensystem betrachtet werden. Diese Möglichkeit hat einen erhöhten Aufwand bei der Definition der Lasten zur Folge, da die Hauptdehnungsrichtungen nicht mehr mit den Achsen zusammenfallen. Daher wird hier die zweite Möglichkeit verwendet, bei der eine Koordinatentransformation angewendet und der Steifigkeitstensor für dieses neue Koordinatensystem definiert wird. Wie in Abschnitt 3.2.1.3 beschrieben, wird die Transformation über drei konsequente Rotationen des Koordinatensystems um die Eulerwinkel Ψ , Φ und Θ ausgeführt. Die Berechnung der neuen Koordinaten erfolgt dabei nach der Vorschrift

$$x'_i = \sum_j a_{ij} x_j \quad (4.2)$$

In dieser Gleichung beschreibt a_{ij} die Elemente der Rotationsmatrix. Diese Vorschrift gilt nur für Vektoren, welche Tensoren erster Stufe sind. Wie in Abschnitt 3.1.1 erwähnt, ist der Steifigkeitstensor ein Tensor vierter Stufe. Hier lautet die Transformationsvorschrift:

$$T'_{ijkl} = \sum_{m,n,o,p} a_{im} a_{jn} a_{ko} a_{op} T_{mnop} \quad (4.3)$$

Aber auch hier können Vereinfachungen durch die Symmetrie des Tensors benutzt werden. Ausführlich werden diese durch Mason [Mas58] beschrieben. Im Folgenden soll nur die Rotation des Koordinatensystems betrachtet werden, bei der die Achsen x_1 und x_2 entlang der $\langle 110 \rangle$ -Orientierung liegen, wie in Abbildung 4.8 gezeigt. Für diesen Fall lautet die Rotations-

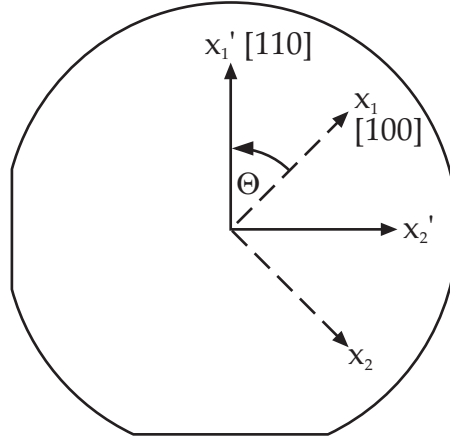


Abbildung 4.8: Rotation des Koordinatensystems zur Betrachtung der mechanischen und piezoresistiven Eigenschaften in [100]-Richtung

matrix:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} l_1 & l_2 & l_3 \\ m_1 & m_2 & m_3 \\ n_1 & n_2 & n_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 & -l_2 & 0 \\ l_2 & l_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Dabei sind $l_1 = \cos \Theta$ und $l_2 = \sin \Theta$. Nach [Kiz07, Nye85] ergibt sich als transformierter Steifigkeitstensor $\mathbf{E}'$ von Silizium damit für beliebige Rotationswinkel

$$\mathbf{E}' = \begin{bmatrix} c'_{11} & c'_{12} & c'_{13} & 0 & 0 & c'_{16} \\ c'_{12} & c'_{11} & c'_{13} & 0 & 0 & -c'_{16} \\ c'_{13} & c'_{13} & c'_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c'_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c'_{44} & 0 \\ c'_{16} & -c'_{16} & 0 & 0 & 0 & c'_{66} \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Die veränderten Koeffizienten berechnen sich dabei über folgende Gleichungen:

$$c'_{11} = (l_1^4 + l_2^4) c_{11} + 2l_1^2 (c_{12} + 2c_{44}) \quad (4.6)$$

$$c'_{12} = 2l_1^2 (c_{11} - 2c_{44}) + (l_1^4 + l_2^4) c_{12} \quad (4.7)$$

$$c'_{13} = c_{12} \quad (4.8)$$

$$c'_{16} = (l_1^3 l_2 - l_1 l_2^3) (c_{11} - c_{12} - c_{44}) \quad (4.9)$$

$$c'_{33} = c_{11} \quad (4.10)$$

$$c'_{44} = c_{44} \quad (4.11)$$

$$c'_{66} = 2l_1^2 (c_{11} - c_{12}) + (l_1^2 + l_2^2)^2 c_{12} \quad (4.12)$$

Tabelle 4.2: Steifigkeitskoeffizienten für einkristallines Silizium. Die Werte der Koeffizienten c_{ij} sind für ein Koordinatensystem in $\langle 100 \rangle$ -Richtungen nach [HNK10] angegeben und die transformierten Werte a'_{ij} für die $[110]$ - Richtung bei (100)-Siliziumscheiben berechnet.

Koeffizient	Wert (GPa)	Koeffizient	Wert (GPa)
c_{11}	165,6	c'_{11}	194,25
c_{12}	63,9	c'_{12}	35,25
c_{44}	79,5	c'_{13}	63,9
		c'_{16}	0
		c'_{33}	165,6
		c'_{44}	79,5
		c'_{66}	50,85

Die Transformation in die $[110]$ -Orientierung heißt eine Drehung um 45° , womit sich die Koeffizienten der Transformationsmatrix zu $l_1 = \frac{\sqrt{2}}{2}$ und $l_2 = -\frac{\sqrt{2}}{2}$ ergeben. Die so berechneten Werte der transformierten Koeffizienten finden sich in Tabelle 4.2. Die zugehörigen piezoresistiven Koeffizienten für das neue Koordinatensystem können ebenfalls durch eine Rotation des Koordinatensystems neu berechnet werden. Für die realisierten Widerstände reicht es allerdings aus, die eingeführten longitudinalen und transversalen piezoresistiven Koeffizienten zur Berechnung zu benutzen. Für sie können einfach Werte mit Hilfe von Tabelle 3.3 ermittelt werden.

4.2.2.2 Berechnung des Widerstandes

In Abschnitt 4.1.2 ist der Prozess zur Herstellung der piezoresistiven Dehnungsmessstreifen beschrieben worden. Mit diesem Prozess sind verschiedene Varianten von Dehnungssensoren realisiert worden, wobei die Länge des Messgitters l und die Breite der Leiterbahnen b variiert worden sind. Die beiden Maße sind in Abbildung 4.9 eingezeichnet. Diese piezoresistiven Dehnungssensoren sind auf den in Abschnitt 4.1.2 vorgestellten SOI-Wafern prozessiert worden, deren Eigenschaften in Tabelle 4.1 auf Seite 74 zusammengefasst sind. Wie bereits erläutert worden ist, sind hier nur einzelne DMS in Silizium realisiert worden, die über Polyimidfolien zu Sensorfolien verbunden werden können. Diese beiden quaderförmigen Leiterbahnabschnitte definieren den Teil des Messgitters, der die Dehnung messen soll. Die Verbindung der beiden Leiterbahnelemente ist deshalb sehr breit ausgeführt, um den Widerstand hier gering zu halten – ebenso wie die Zuleitung von den Kontaktstellen zu den Messgitter-Leiterbahnen. Die realisierten Variationen von Längen und Breiten sind in Tabelle 4.3 zusammengefasst. Der Zielwert für den Widerstand ohne Dehnung wurde auf einen Bereich von $3\text{ k}\Omega < R_0 < 5\text{ k}\Omega$ festgelegt. Die verschiedenen Layouts sind daraufhin über eine FEM-Analyse in Ansys ermittelt worden. Dabei wurde ein Strom in eine Kontaktfläche eingepreßt und die Potenzialverteilung im Widerstand ermittelt. Für die vom

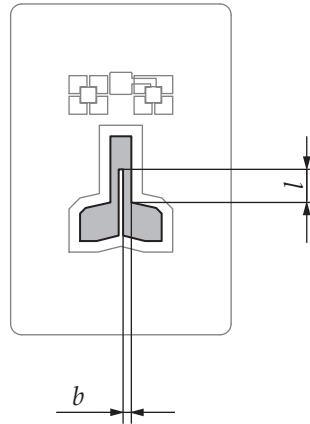


Abbildung 4.9: Parametrische Maße für unterschiedliche Formen der hergestellten Dehnungsmessstreifen

Hersteller angegebenen Werte des minimal und maximal vorliegenden spezifischen Widerstand des Handle-Siliziums im Bereich von $0,06 \Omega m < \rho_{el} < 0,1 \Omega m$ ¹⁾ und der Soll-Dicke der Widerstandsschicht von $1 \mu m$ ergeben sich die in Tabelle 4.3 angegebenen Werte für den minimalen bzw. maximalen errechneten Widerstand: Der minimale Widerstand ergibt sich bei Verwendung des unteren Spezifikationslimits des spezifischen Widerstandes von $0,06 \Omega m$ und der maximale Widerstand bei Verwendung der Obergrenze von $0,1 \Omega m$. Die errechneten Werte sind ebenfalls graphisch in Abbildung 4.10 aufgetragen. Hier ist über den Balken der mögliche, erwartete Wertebereich des Nennwiderstandes gezeigt.

¹⁾ vgl. Tabelle 4.1 auf S. 74

Tabelle 4.3: Varianten von untersuchten DMS

Variante	l in μm	b in μm	Simulierter Widerstand in Ω	
			minimal	maximal
PRD.250.55	250	55	4 317	7195
PRD.300.55	300	55	4862	8104
PRD.400.55	400	55	5953	9921
PRD.250.75	250	75	3424	5707
PRD.300.75	300	75	3824	6374
PRD.400.75	400	75	4624	7706
PRD.250.100	250	100	2778	4629
PRD.300.100	300	100	3078	5129
PRD.400.100	400	100	3678	6129

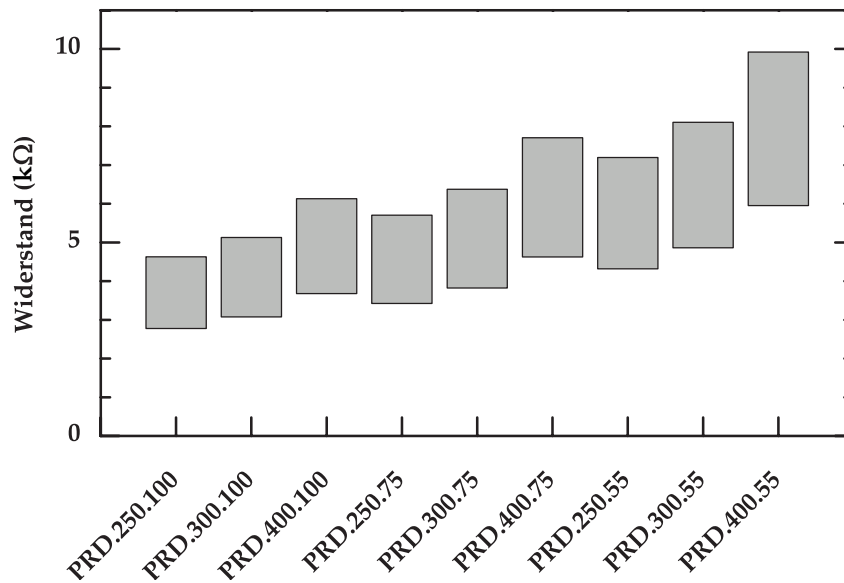


Abbildung 4.10: Simulation der minimalen und maximalen Widerstandswerte der verschiedenen Varianten der hergestellten Varianten der piezoresistiven Dehnungssensoren.

4.3 Aufbau- und Verbindungstechnik

Bis hierhin ist die Herstellung der einzelnen Sensoren beschrieben worden. Um die Sensoren jedoch in einer Anwendung verwenden zu können, muss ihr Widerstand gemessen werden. Dafür ist es nötig, Anschlussleitungen anzubringen und die Sensoren auf einem Federkörper zu platzieren. Die folgenden Abschnitte beschäftigen sich damit, wie Anschlüsse an den miniaturisierten DMS angebracht werden, um sie an eine Auswertungselektronik anzuschließen.

4.3.1 Metallische Dehnungsmessstreifen

Die hergestellten metallischen DMS haben alle Kontaktflächen aus galvanisch aufgebrachttem Gold in einer Dicke von $5\text{ }\mu\text{m}$. Die Größe der Kontaktflächen richtet sich dabei nach der Größe der zu kontaktierenden Anschlussleitung. Als Verbindungsmethoden kommen folgende Prozesse in Frage:

- Leitleben
- Bonden
- Weichlöten
- Widerstandsschweißen

Die beiden letztgenannten Prozesse sind im Rahmen der Arbeit realisiert worden. Das Widerstandsschweißen bietet die Möglichkeit miniaturisierte Kontakte herzustellen. In Abbil-

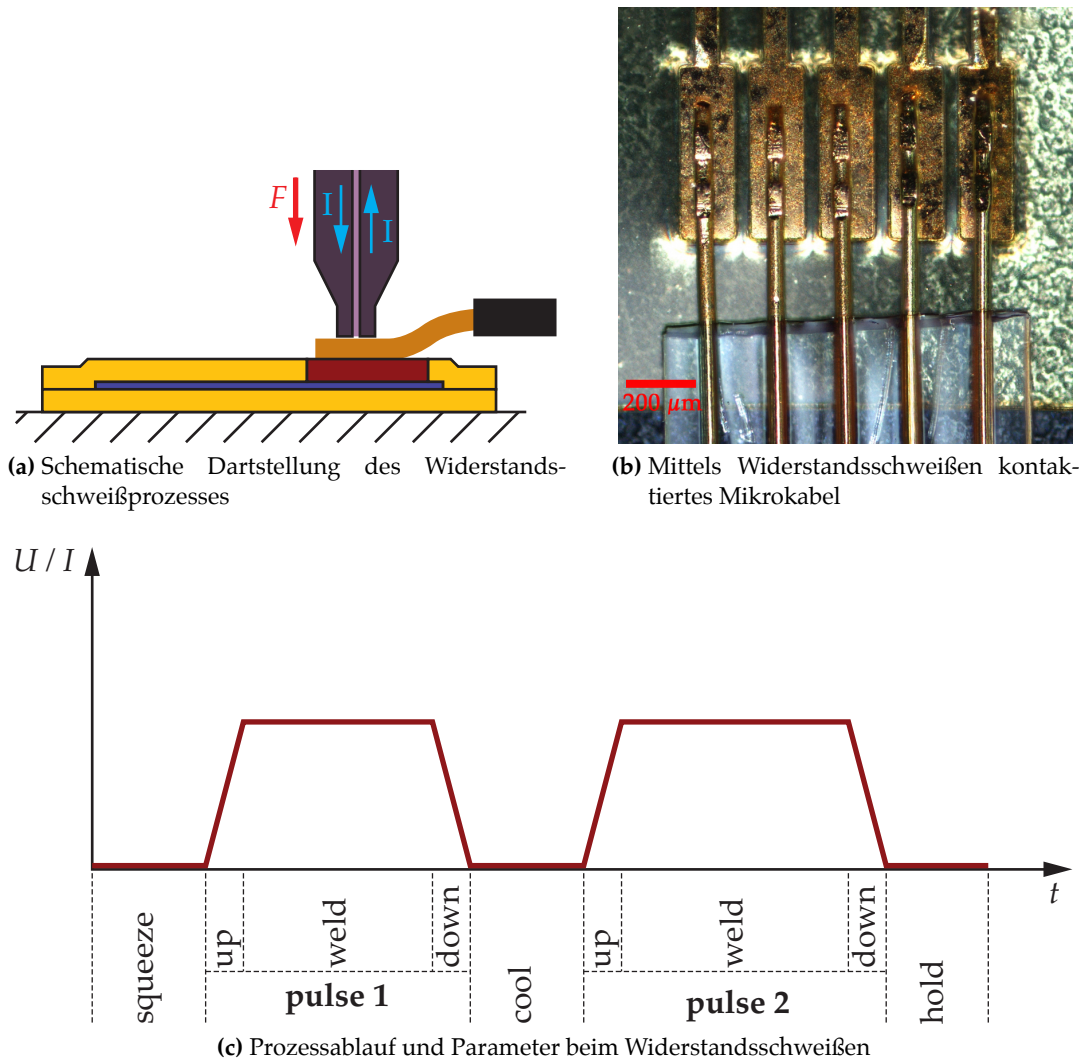


Abbildung 4.11: Widerstandsschweißen: Prozess und hergestellte Verbindung.

Abbildung 4.11b sieht man ein angeschweißtes Mikrokabel. Die einzelnen Adern haben einen Durchmesser von etwa $80 \mu\text{m}$. Das Abstandsmaß der Leiter ist $180 \mu\text{m}$. Zur Herstellung ist ein Laborschweißgerät des Typs *Miyachi HF25* mit einem Mikroschweißkopf des Typs *Miyachi 50F* verwendet worden. Das Gerät arbeitet mit zwei parallelen Elektroden, welche die beiden Fügepartner mit einer definierten Kraft aufeinander drücken. Wird die vorgegebene Kraft erreicht, so fließt ein Stromimpuls durch die Elektroden und auch durch die zu fügenden Partner, der die Grenzflächen beider Werkstoffe kurz aufschmelzen lässt. Die eingebrachte Energie kann dabei über das Schweißgerät gesteuert werden. So kommt eine stoffschlüssige Verbindung zustande. Schematisch ist der Aufbau einer Widerstandsschweißvorrichtung in Abbildung 4.11a dargestellt. Dort wird gezeigt, wie ein Draht an einen metallischen Dehnungsmessstreifen angeschweißt wird. In der Skizze ist ebenfalls

die Elektrode dargestellt: Sie besteht aus zwei Kontakten, die aus Wolfram oder Molybdän gefertigt und durch eine keramische Schicht gegeneinander isoliert sind. Die Unterlage, auf der die Fügepartner zu liegen kommen, muss ebenfalls elektrisch isolierend sein. Hier ist jedoch auch eine zusätzliche Isolierung durch die Polyimidfolie des Dehnungsmessstreifens gegeben.

Wie bereits gesagt, wird die Energie für das Verschweißen über einen Puls elektrischer Energie eingebracht, durch den die Fügepartner erwärmt werden und an der Fügestelle aufschmelzen. Ein typischer Schweißpuls ist in Abbildung 4.11c dargestellt. Er unterteilt sich in vier Hauptphasen, wobei die beiden Puls-Phasen noch weiter unterteilt werden können. Für jede Phase des Prozesses kann die Zeitdauer im Schweißgerät vorgegeben werden. Bei den Pulsen wird vorgegeben, ob der Puls mit einer konstanten Spannung oder einem konstanten Strom erzeugt werden soll. Die Höhe der Regelgröße wird ebenfalls bestimmt. Aus ihr und der Pulslänge ergibt sich die eingebrachte Energie. Bei allen im Rahmen dieser Arbeit hergestellten Schweißverbindungen ist mit Pulsen konstanter Spannung gearbeitet worden. Man sieht weiterhin, dass zwei Schweißpulse erzeugt werden können. Der erste Schweißimpuls dient dabei dazu, eine eventuell vorhandene Oxidschicht aufzubrechen, die sich auf den Oberflächen der Fügepartner gebildet hat. Dazu wird typischerweise mit einer höheren Spannung als im eigentlichen Schweißpuls gearbeitet. Der zweite Puls stellt dann die eigentliche Verbindung her. Wird das Aufbrechen der Oxidschicht nicht benötigt – wenn die Fügepartner beispielsweise eine Edelmetalloberfläche haben – so kann einer der beiden Pulse auch deaktiviert werden, indem für den jeweiligen Puls alle Zeiten zu Null gesetzt werden.

Eine Gefahr beim Kontaktieren zu kleiner Kontaktflächen ist der große Unterschied in der Wärmekapazität der beiden Fügepartner und die gute thermische Leitfähigkeit der Materialien. Beide Effekte können dazu führen, dass es zu einem zu großen Leistungseintrag in

Tabelle 4.4: Schweißparameter zum Fügen eines Mikrokabels auf Sensorfolie mit Goldkontakten

Phase ¹⁾		Werte
Puls 1	squeeze	20 ms
	up	1 ms
	weld	28 ms; 0,33 V
	down	5 ms
cool		0
Puls 2	up	0
	weld	0
	down	0
hold		30 ms

eines der Bauelemente kommt und dieses zu stark erwärmt wird. Konkret kann dies heißen,

¹⁾ Namen der Phasen gemäß Abbildung 4.11c

dass im vorliegenden Fall, wo ein Mikrokabel auf eine $5\text{ }\mu\text{m}$ dicke Kontaktfläche aus Gold geschweißt wird, die Goldmetallisierung aufschmilzt und sich die Kontaktfläche zu einer Goldkugel zusammenzieht. Dadurch geht der Kontakt zur Leiterbahn verloren und die Leiterbahnfolie wird unbrauchbar. Für die hergestellten Folien sind mit den in Tabelle 4.4 dargestellten Parametern gute Kontaktierungen erzielt worden. Aus den Parametern ist auch zu erkennen, dass lediglich ein Schweißpuls verwendet worden ist. Dies ist ausreichend, da beide Fügepartner eine Edelmetalloberfläche haben, die keine ausgeprägte Oxidschicht besitzt.

Wie bereits erwähnt, kann bei zu großem Unterschied in der Wärmekapazität der Fügepartner eine sichere Verbindung nicht mehr hergestellt werden. Daher ist das Befestigen von Leitungen größeren Querschnitts mittels Weichlötten erfolgt. Die $5\text{ }\mu\text{m}$ dicke Goldschicht auf den Sensor- oder Kontaktierungsfolien ist jedoch mechanisch instabil gegen makroskopische Einflüsse. Einen solchen Einfluss stellt beispielsweise ein HandlötKolben dar. Während einiger Vorversuche zum Handlöten ist es vorgekommen, dass die Goldschicht mit dem LötKolben einfach abgehoben und weggeschoben werden konnte. Dies hat dann zur Unterbrechung des Kontaktes zur Leiterbahn und somit zum Ausfall der Bauteils geführt. Um dieser Problematik vorzubeugen ist ein Reflow-Lötprozess gewählt worden, der in Abbildung 4.12 dargestellt ist. Zunächst wird dazu mittels einer Kanüle von $0,25\text{ mm}$

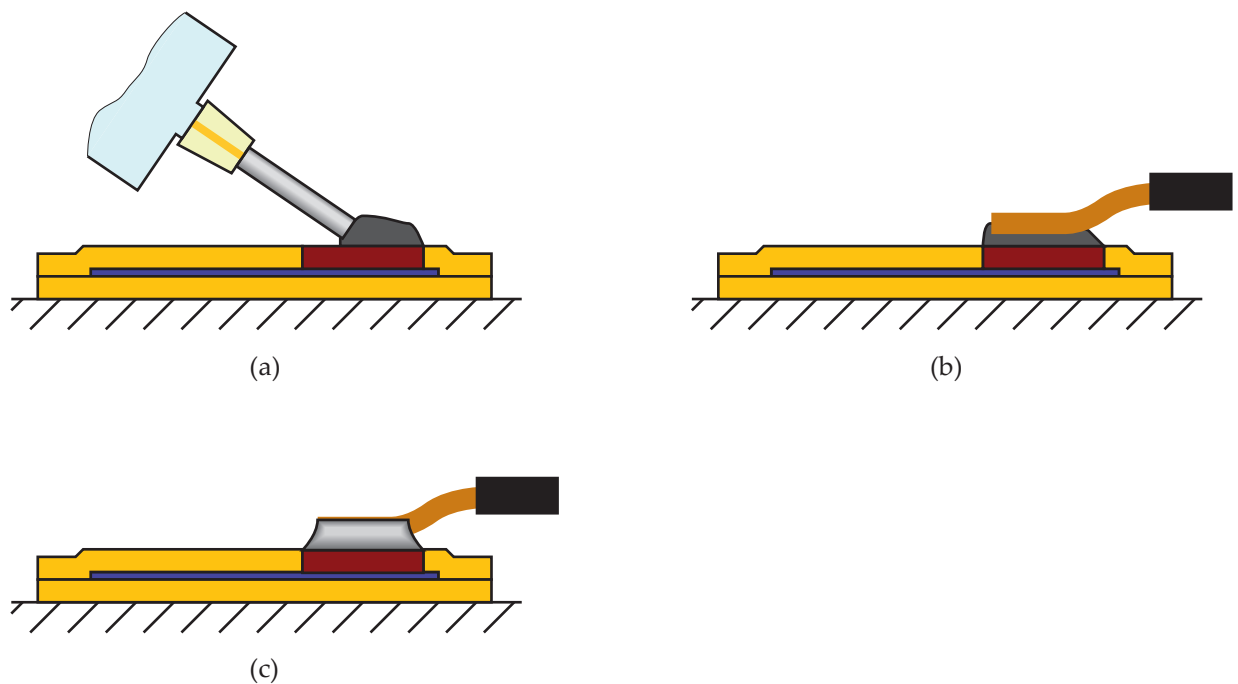


Abbildung 4.12: Prozess des Anlötens von Anschlussleitungen an Sensor- und Kontaktfolien: (a) Dispensen von Lotpaste, (b) Fixieren der Anschlussleitung in der Lotpaste, (c) Herstellen der Verbindung durch Reflow-Löten

bis $0,33\text{ mm}$ Innendurchmesser bleifreie Lotpaste (Sn96,5Ag3,5) auf die Kontaktflächen dis-

penst. Anschließend ist die Leitung in der Lotpaste positioniert und die Lötung in einem Reflow-Prozess realisiert worden. Aufgrund der dünnen Folie und des damit einhergehenden geringen Wärmewiderstandes ist der Lötprozess auf einer schnell regelbaren Heizplatte an einem FlipChip-Bonder des Typs *Finetech Fineplacer Lambda* vorgenommen worden, die für solche Zwecke konzipiert ist. Die Temperatur dieser Heizplatte lässt sich regeln und es sind Temperaturraten von bis zu $\pm 20 \frac{K}{s}$ erreichbar. So ist das vom Hersteller vorgeschriebene Temperaturprofil programmiert worden, mit dem die Lötungen dann auch durchgeführt worden sind.

4.3.2 Piezoresistive Dehnungsmessstreifen

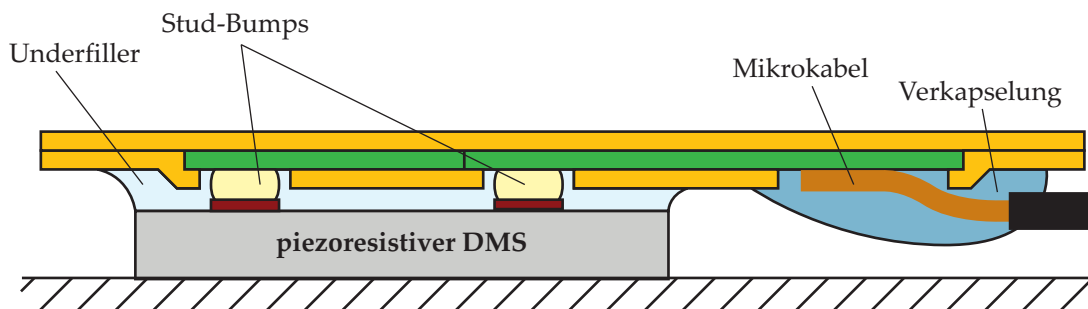
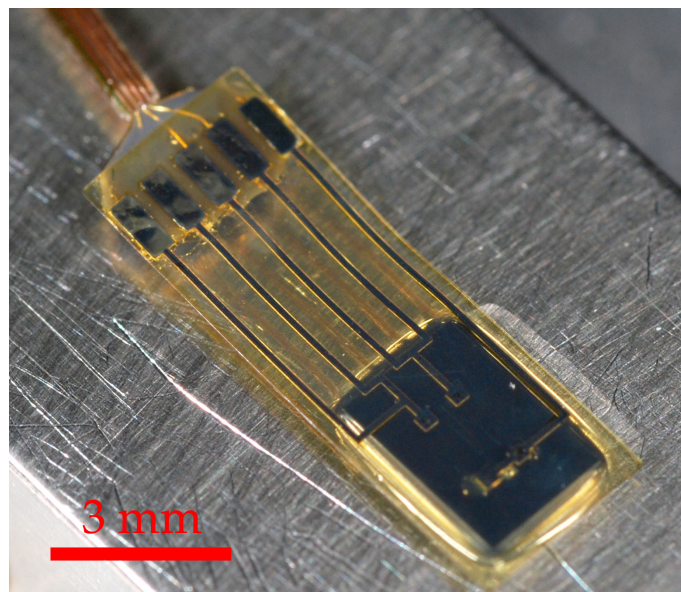
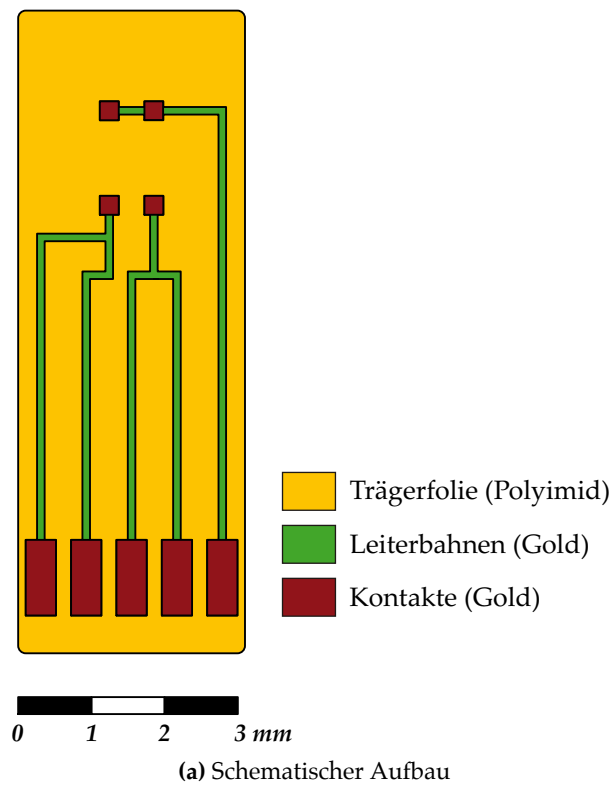


Abbildung 4.13: Aufbau und Verbindungstechnik für piezoresistive Dehnungsmessstreifen

Die piezoresistiven Dehnungsmessstreifen bieten keine direkten Anschlussflächen, die für den Anschluss von Leitungen vorgesehen sind. Die realisierten Anschlussflächen sind für Bondprozesse ausgelegt. Sie können aber dennoch einfach mit einer flexiblen Kontaktierungsfolie aus Polyimid kontaktiert werden. Über diese Folie wird der Siliziumchip mit den benötigten Messleitungen verbunden, wie es bereits für die metallischen Dehnungsmessstreifen im vorherigen Abschnitt beschrieben wurde. Mit dieser Verbindungstechnik besteht außerdem – ähnlich wie bei den vorgestellten Sensorfolien mit metallischen Dehnungsmessstreifen – die Möglichkeit, Sensoren zu Messbrücken zu verbinden. Dazu müssen lediglich mehrere Sensoren mit einer Kontaktierungsfolie verbunden werden. Die Verschaltung erfolgt dann über Leiterbahnen auf der Folie. Des Weiteren schützt die Folie die Oberfläche der Sensoren beispielsweise vor Schmutz und Beschädigungen. Die Kontaktierungsfolien sind analog zu den Sensorfolien mit metallischen Dehnungsmessstreifen hergestellt worden (siehe Abschnitt 4.1.1). Lediglich die Prozessschritte zum Aufbringen der DMS-Messgitter sind ausgelassen worden.

Ein Querschnitt eines Sensors mit angeschlossener Kontaktierungsfolie und Messleitung ist in Abbildung 4.13 dargestellt. Dort erkennt man zunächst den Sensorchip in grau, welcher auf einem Probekörper aufgeklebt ist (schraffiert dargestellt). Die Folie wird durch einen Flip-Chip-Prozess mit dem Chip verbunden, dessen Kontaktflächen dafür vorher mit

Stud-Bumps aus Gold versehen werden. Der Chip wird dann über Ultraschall-Bonden mit der Folie verbunden. Dazu ist ein Flip-Chip-Bonder *Finetech Fineplacer Lambda* verwendet worden. Zur Stabilisierung der mechanischen Verbindung zwischen Siliziumchip und Folie wird anschließend Underfill-Klebstoff (*Polytec Epo-Tek 301*) appliziert und thermisch ausgehärtet. Wie in Abbildung 4.14a zu sehen ist, besitzt die Sensorfolie fünf Anschlussflächen für ein Mikrokabel. Die einzelnen Adern des Mikrokabels werden mittels des bereits vorgestellten Widerstandsschweißprozesses mit den Kontaktflächen der Folie verbunden. Auch diese Verbindung wird durch Aufbringen einer Verkapselung aus Epoxidharz (*Delo Duopox 1895*) mechanisch verstärkt und geschützt. Die andere Seite des Mikrokabels kann entweder über einen Stecker oder über eine direkte Lötverbindung mit der Auswertungs elektronik verbunden werden. Die in Abbildung 4.14 gezeigte Kontaktfolie ist für die Charakterisierung eines einzelnen Dehnungsmessstreifens eingesetzt worden. Man sieht, dass jeweils zwei Anschlussflächen für das Mikrokabel mit jeweils einer der unteren Kontaktflächen für den Dehnungssensor verbunden sind. So lässt sich sein Widerstand mit der Vierdraht-Methode exakt messen. Daher sind die Leitungen direkt hinter den Kontaktflächen geteilt. Die fünfte Ader der Mikroleitung ist mit den anderen beiden Kontaktflächen des Dehnungssensors verbunden. So kann das Potenzial des Handle-Siliziums fixiert werden. Der gesamte Aufbau ist in Abbildung 4.14b zu sehen. Der Dehnungssensor ist dort auf einem Biegebalken aufgebracht und so auch mechanisch charakterisiert worden.



(b) Folie mit DMS auf Messkörper

Abbildung 4.14: Kontaktierungsfolie zur Charakterisierung der piezoresistiven Dehnungsmessstreifen.

5 Charakterisierung der Dehnungsmessstreifen

Das folgende Kapitel befasst sich mit der Charakterisierung der entwickelten metallischen und halbleiterbasierten Dehnungsmessstreifen. Dabei wurden die mechanischen und elektrischen Eigenschaften sowie der Einfluss von Temperatur auf das Verhalten der Sensoren untersucht. Daneben ist für die metallischen Dehnungsmessstreifen untersucht worden, inwiefern sich eine Sterilisierung mittels Heißdampf auf die Dehnungsmessstreifen auswirkt. Hierbei ist ein besonderes Augenmerk auf die Auswahl eines geeigneten Klebstoffes zur Befestigung der DMS auf einem Stahlträger gelegt worden. Für die halbleiterbasierten Dehnungsmessstreifen sind zusätzlich die Metall-Halbleiter-Kontakte untersucht worden. Im folgenden Abschnitt werden dazu zunächst die Versuche beschrieben, welche zur Charakterisierung der Dehnungsmessstreifen durchgeführt worden sind. Anschließend werden die Ergebnisse sowohl für die metallischen als auch die halbleiterbasierten DMS vorgestellt und danach interpretiert.

5.1 Versuchsbeschreibungen

5.1.1 Bestimmung des k -Faktors

Eines der Hauptziele der mechanischen Charakterisierung ist die Bestimmung des k -Faktors der Dehnungsmessstreifen gewesen. Der k -Faktor gibt an, inwiefern die Dehnungsmessstreifen mit einer Widerstandsänderung auf eine Dehnung reagieren ¹⁾. Für die Bestimmung wird die Widerstandsänderung des Dehnungsmessstreifens bei einer bekannten Dehnungsänderung gemessen. Aus Gleichung 3.15 geht hervor, dass zwischen Dehnungs- und Widerstandsänderung ein linearer Zusammenhang besteht, solange nur kleine Dehnungen betrachtet werden. Das Aufbringen bekannter Dehnungen ist in einem Biegeversuch möglich. Dabei wird der Dehnungsmessstreifen auf einen Biegebalken mit bekannten Abmessungen geklebt. Dieser Biegebalken wird definiert ausgelenkt, was eine Dehnung auf der Oberfläche erzeugt, welche analytisch berechnet werden kann. Dabei wird davon ausgegangen, dass die Steifigkeit des Dehnungsmessstreifens sich nicht auf das Flächenträgheitsmoment des Biegebalkens auswirkt und somit vernachlässigt werden kann. Die Auslenkung

¹⁾ vgl. Abschnitt 3.4

des Balkens und der Widerstand des DMS werden gemessen und somit eine Dehnungs-Widerstandskurve aufgenommen. Um die Dehnung zu berechnen, die am Dehnungsmessstreifen vorliegt, ist zunächst ein mechanisches Modell entworfen worden, mit dessen Hilfe die Dehnung am DMS berechnet werden kann. Die Berechnung der Dehnung dient dann zur Auswertung der Biegeversuche, zu deren Durchführung ein eigener Messstand konstruiert und gefertigt worden ist. Der Messstand, der im Folgenden noch detaillierter beschrieben wird, dient dazu, einen Biegebalken definiert auszulenken und diese Auslenkung zu messen.

5.1.1.1 Modellbildung

Zur Berechnung der Dehnung des Biegebalkens kann das folgende mechanische Ersatzmodell herangezogen werden: Dazu wird die Auslenkung eines einseitig eingespannten Biegebalkens betrachtet. Dies wird im realen Biegeversuch dadurch realisiert, dass der Biegebalken an einem Ende in einer Spannvorrichtung fest eingespannt wird. Diese Einspannung kann in erster Näherung als starr angenommen werden und ist so auch im mechanischen Ersatzmodell dargestellt. Das andere Ende des Balkens ist frei. Abbildung 5.1a zeigt solch

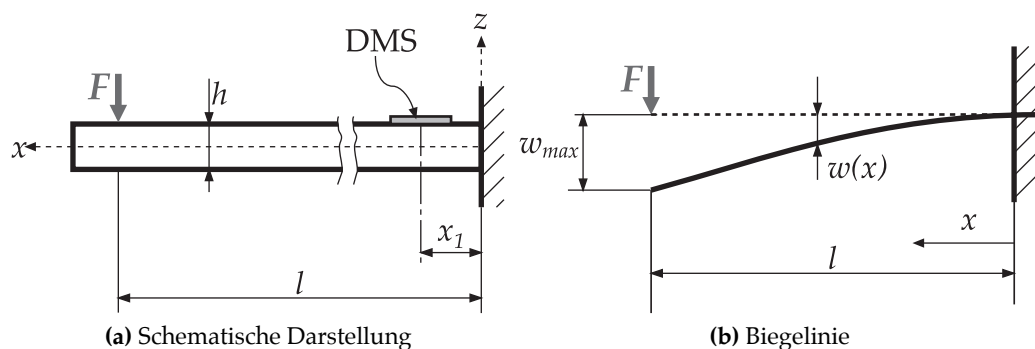


Abbildung 5.1: Kennlinie eines einseitig fest eingespannten Biegebalkens

einen einseitig eingespannten Biegebalken. Auf dem Biegebalken ist im Abstand x_1 von der Einspannung aus ein Dehnungsmessstreifen angebracht. Am freien Ende in der Entfernung l wird der Balken mit einer Kraft F belastet. Als Reaktion auf diese Kraft entsteht eine Biegung des Balkens. Der Teil des Balkens, der sich links der Krafteinleitungsstelle befindet, spielt für die Betrachtungen keine Rolle und wird im Folgenden vernachlässigt – er verformt sich nicht. Alle nun folgenden Betrachtungen sind nur für den Bereich $x \in [0; l]$ gültig. Ferner werden nur linear-elastische Verformungen am Biegebalken – also kleine Auslenkungen betrachtet. Über diesen Bereich hinausgehende Verformungen sind nicht mit den folgenden Gleichungen beschreibbar. Durch Einwirkung der äußeren Kraft F erfährt der Balken eine Verformung, welche in Abbildung 5.1b dargestellt ist. Aus der Mechanik der Biegebalken,

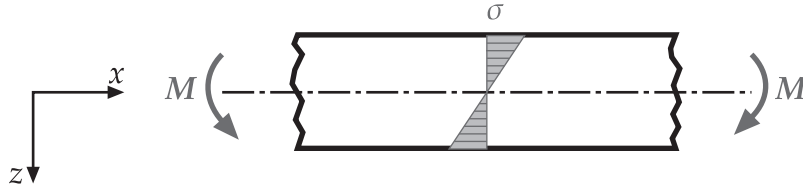


Abbildung 5.2: Schnittreaktionen an einem Biegebalken

welche in [DG09] detailliert beschrieben ist, lässt sich die resultierende Verformung analytisch beschreiben. Die Auslenkung $w(x)$ in z -Richtung beträgt:

$$w(x) = \frac{Fl^3}{6EI_y} \left[3 \left(\frac{x}{l} \right)^2 - \left(\frac{x}{l} \right)^3 \right] \quad (5.1)$$

Dabei bezeichnet l die Länge des Biegebalkens, I_y das Flächenträgheitsmoment in Biegerichtung und E den Elastizitätsmodul. Vereinfachend wird hier von einem isotropen Material ausgegangen, so dass E als skalare Größe betrachtet werden kann. Diese Annahme ist für die verwendeten Balkenmaterialien aus Edelstahl zulässig. Das Koordinatensystem ist analog zu Abbildung 5.1a dabei so gewählt, dass die x -Achse durch die neutrale Faser des Biegebalkens verläuft und die Auslenkung in z -Richtung verläuft. Die x -Koordinate wird von der Einspannung des Balkens aus Richtung des freien Balkenendes gezählt. Gleichung 5.1 kann im Weiteren ohne Kenntnis von Werten für F , E und I_y benutzt werden, da die Auslenkung an der Stelle $x = l$ bekannt ist. Sie wird im Folgenden als w_{max} bezeichnet. Hier wird der Biegebalken ausgelenkt und diese Auslenkung gemessen. Unter Kenntnis von w_{max} kann man nun die Biegelinie des Balkens wie folgt berechnen:

$$w(x) = \frac{1}{2} w_{max} \left[3 \left(\frac{x}{l} \right)^2 - \left(\frac{x}{l} \right)^3 \right] \quad (5.2)$$

Man erkennt, dass die Biegelinie – unabhängig von Elastizitätsmodul und Flächenträgheitsmoment – immer einem Polynom dritter Ordnung folgt. Mit Hilfe dieser Biegelinie kann die Dehnung an der Oberfläche des Balkens berechnet werden. Die Dehnung lässt sich aus der *Differenzialgleichung der Biegelinie* bestimmen und ist abhängig von der Krümmung des Biegebalkens:

$$\frac{d^2 w(x)}{dx^2} = -\frac{M}{EI} \quad (5.3)$$

Abbildung 5.2 zeigt die Reaktionen eines freigeschnittenen Stücks eines Biegebalkens, welcher durch reine Biegung belastet wird. Man sieht, dass die mechanische Spannung linear

mit dem Abstand zur neutralen Faser hin ansteigt und auf den beiden Seiten der neutralen Faser ein entgegengesetztes Vorzeichen besitzt. Dies lässt sich durch die Gleichung

$$\sigma = \frac{M}{I_y} z \quad (5.4)$$

beschreiben. Unter Anwendung des Hooke'schen Gesetzes und durch Einsetzen in Gleichung 5.3 lässt sich die Dehnung auf der Oberfläche des Balkens wie folgt berechnen:

$$\varepsilon(x) = -\frac{d^2 w(x)}{dx^2} z_O \quad (5.5)$$

Hierbei steht z_O für den Abstand der Balkenoberfläche zur neutralen Faser.

Für einen Balken mit über die Länge gleichbleibendem, rechteckigem Querschnitt und der Höhe h liegt die neutrale Faser in der Mitte des Balkens. Somit berechnet sich $z_O = \frac{h}{2}$ und durch Einsetzen von Gleichung 5.2 in 5.5 ergibt sich für die Dehnung auf der Balkenoberfläche:

$$\varepsilon(x) = -\frac{3}{2} \frac{w_{max} \cdot h}{l^3} (l - x) \quad (5.6)$$

Wie bereits erwähnt, wird zur Bestimmung des *k-Faktors* eine Dehnungs-Widerstandskurve aufgenommen. Aus der Auslenkung des Biegebalkens kann die am Dehnungsmessstreifen herrschende Dehnung nach Gleichung 5.6 berechnet werden. Dabei wird der Wert der Dehnung ε für x in der Mitte des Messgitters des DMS angenommen. Die Dehnung nimmt über die Länge des Messgitters linear zu, wie leicht aus Gleichung 5.6 zu erkennen ist. Zur Berechnung ist es einfacher, eine äquivalente, konstante Dehnung anzunehmen. Diese erhält man über den Mittelwert der real vorherrschenden Dehnungen $\varepsilon(x)$, die über die Länge des Messgitters herrschen. Da diese linear ansteigen, ergibt sich der Mittelwert mit dem Dehnungswert in der Mitte des Messgitters als identisch.

Damit wird für die Berechnungen die Dehnung am DMS mit der folgenden Gleichung berechnet:

$$\bar{\varepsilon} = -\frac{3}{2} \frac{w_{max} \cdot h}{l^3} (l - x_1) \quad (5.7)$$

Die Aufnahme der Dehnungs-Biegeversuche sind im Rahmen dieser Arbeit mit dem im folgenden Abschnitt vorgestellten Biegemessstand durchgeführt worden.

5.1.1.2 Biegemessstand

Der Biegemessstand ist schematisch in Abbildung 5.3 dargestellt. Mit seiner Hilfe sind die Biegeversuche zur Bestimmung des *k-Faktors* der hergestellten DMS durchgeführt worden. Ferner ist die Sensorfolie einer Anwendung ²⁾ mit seiner Hilfe charakterisiert worden. Der Biegemessstand besteht aus drei Hauptkomponenten: der Spannvorrichtung, der Andruck-

²⁾ vgl. Abschnitt 6.1

einheit und dem Biegebalken. In der Spannvorrichtung wird der Biegebalken an einem Ende fest eingespannt. Über Anschläge wird sichergestellt, dass der Biegebalken immer in derselben Position eingespannt werden kann. Sie stellen die Höhe und die Einspanntiefe ein. Der Anschlag zur Einspanntiefe kann verschoben werden um verschieden lange Biegebalken vermessen zu können. Mittels der Auslenkungseinheit wird der Biegebalken ausgelenkt. Der Biegebalken selber ist in grau dargestellt. In einem festen Abstand zur Ein-

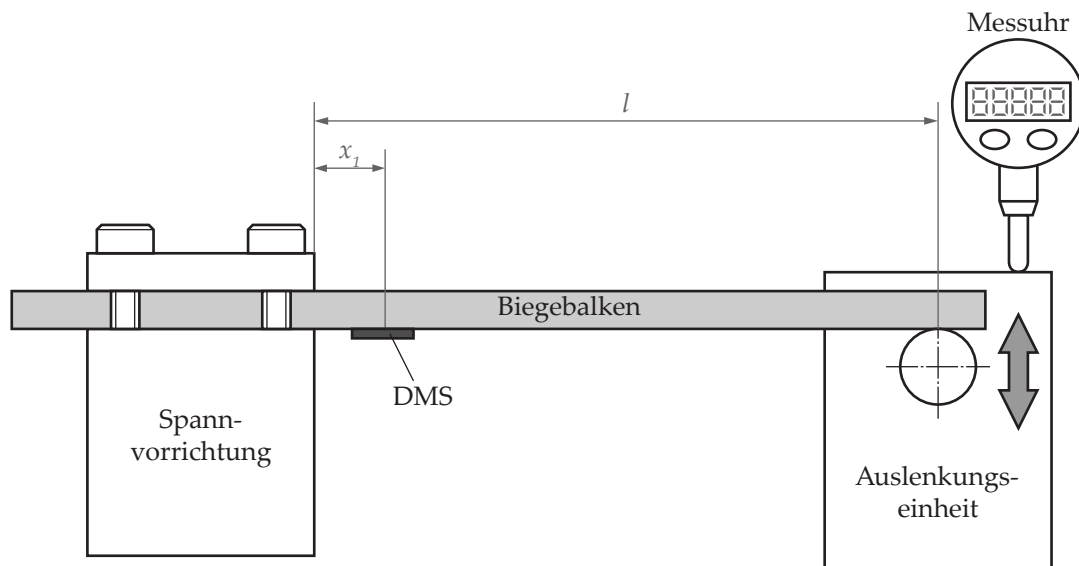


Abbildung 5.3: Schematischer Aufbau des Biegemessstandes

spannung kann eine Auslenkungseinheit verschoben werden. Dieser Abstand definiert die Balkenlänge l . Der Abstand der Messgitter-Mitte des DMS zur Einspannung ist die Länge x_1 . Die Verschiebung der Auslenkungseinheit – und somit die Auslenkung des Biegebalkens – kann über eine Gewindespindel eingestellt werden. Die Position, in der die Auslenkungseinheit den Biegebalken gerade berührt, ist $z = 0$. Der Weg z , um den die Auslenkungseinheit aus der Ruheposition verschoben wird, entspricht der maximalen Auslenkung w_{max} am Biegebalken. Die Auslenkungseinheit wird auf einer Führung nur in Richtung des Doppelpfeils verschoben. Sie ist im Detail in Abbildung 5.4b zu sehen. Der Weg der Verschiebung wird dabei über eine digitale Messuhr Käfer FMD 25 T gemessen, welche eine serielle Schnittstelle zur Übertragung der Daten an einen PC besitzt. Der Andruck der Auslenkungseinheit an den Biegebalken wird über eine kugellagerte Rolle ausgeführt. So wird die leichte seitliche Verschiebung des Andruckpunktes durch die Auslenkung ausgeglichen und somit sichergestellt, dass eine reine Biegebelastung, nicht aber überlagerte Zug- oder Druckspannungen, in den Balken eingebracht wird. Für die Berechnung wird die Verschiebung des Andruckpunktes allerdings vernachlässigt und stattdessen die Länge des Balkens konstant mit l angenommen.

Mit Hilfe des Messstandes sind sowohl einzelne Dehnungsmessstreifen als auch Sensor-

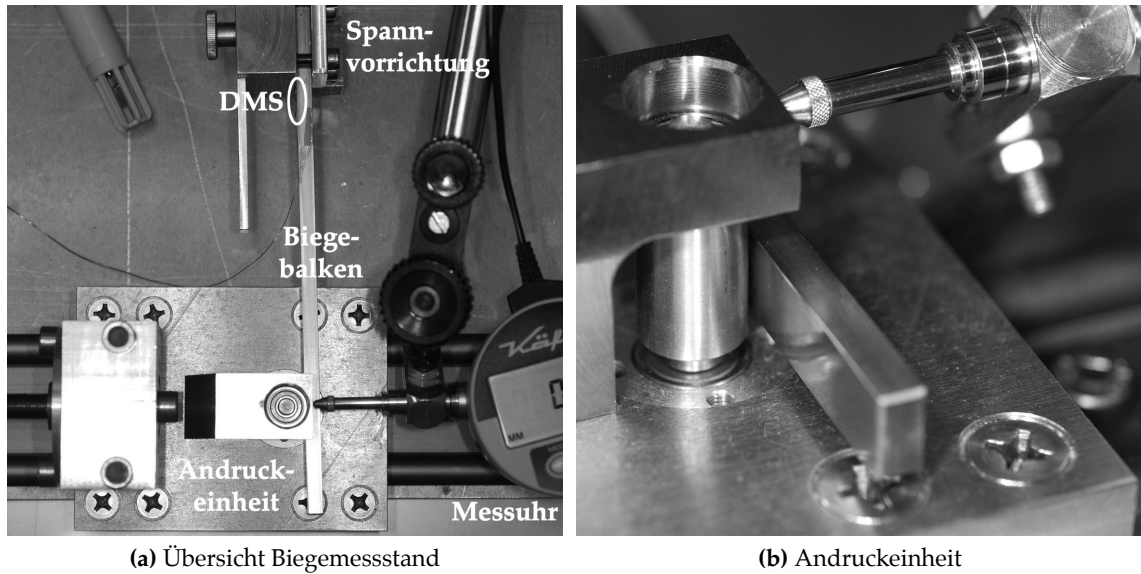


Abbildung 5.4: Bilder des Biegemessstandes

folien mit Anordnungen von Dehnungsmessstreifen charakterisiert worden. Dazu ist unterschiedliche Messtechnik verwendet worden. Zur Messung des Widerstandes einzelner Dehnungsmessstreifen ist ein Sourcemeter *Keithley 2400* zum Einsatz gekommen. Durch die rückmessbare Stromquelle kann der Widerstand des Dehnungssensors mittels der Vierdraht-Methode genau bestimmt werden. Der Strom kann dabei vorgewählt werden, so dass eine Eigenerwärmung des Dehnungsmessstreifens vermieden wird und gleichzeitig ein guter Signal-zu-Rauschabstand beibehalten wird. Auf den vermessenen Sensorfolien sind die Dehnungsmessstreifen häufig zu Wheatstone'schen Messbrücken verschaltet. Zur Vermessung der Wheatstone'schen Messbrücken sind zwei Geräte verwendet worden. Über ein genaues Labornetzteil *Agilent E3646A* ist die Messbrücke mit Spannung versorgt worden. Die dehnungsabhängige Ausgangsspannung der Brücke ist über ein digitales Multimeter *Keithley 2701* gemessen worden. Beide verwendeten Keithley-Messgeräte und das Labornetzteil verfügen über eine IEC-625-Bus Verbindung (GPIB), welche eine Steuerung der Geräte und das Auslesen von Daten ermöglichen. Die Messwerterfassung ist über einen PC mittels eines in LabView programmierten Interfaces erfolgt. Es dient dazu, die verwendeten Messgeräte zu konfigurieren und die Messwerte auszulesen. So wird sichergestellt, dass die Messwerte von allen Geräten quasi zeitgleich ausgelesen werden. Die Messdaten werden in eine Datei geschrieben, die zur Auswertung der Daten verwendet wird. In dieser Datei werden die gemessene Auslenkung und die dazu gehörigen Messwerte des DMS oder der Sensorfolie abgespeichert.

5.1.2 Bestimmung der Temperaturabhängigkeit

Die verwendeten Sensoren zeigen eine Temperaturabhängigkeit – dies ist schon allein durch die Abhängigkeit des spezifischen Widerstandes der verwendeten Materialien verändert von der Temperatur zu erwarten. Daher ist der Einfluss der Temperatur auf die Dehnungsmessstreifen untersucht worden. Dazu ist der in Abbildung 5.5 dargestellte Versuchsaufbau verwendet worden. Der gesamte Aufbau ist durch ein selbst geschriebenes Programm in

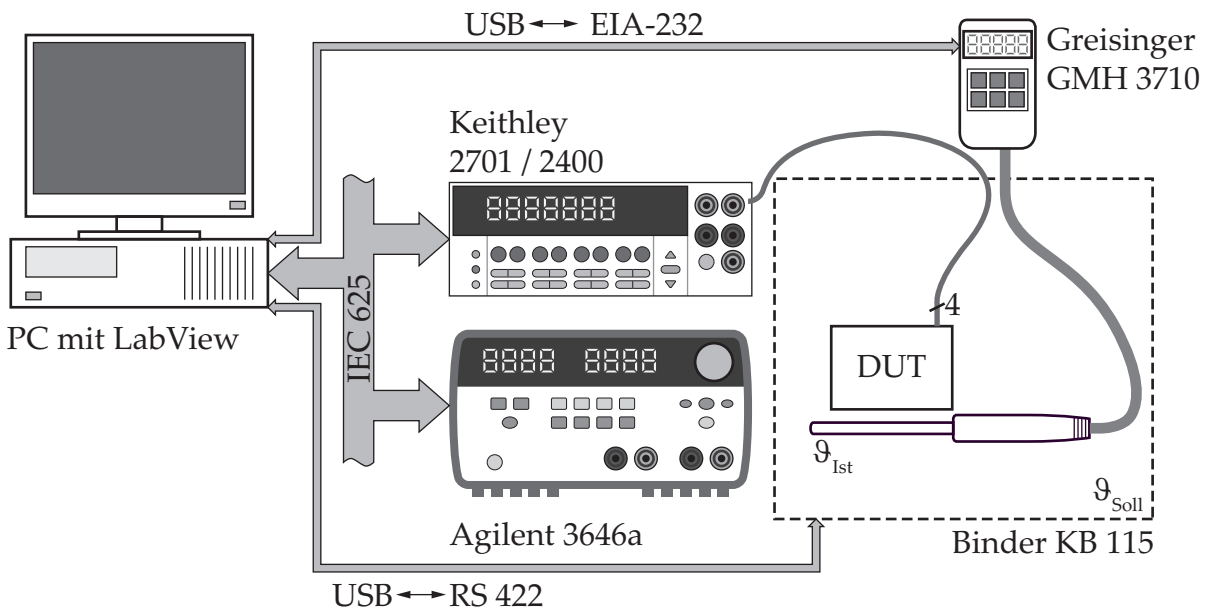


Abbildung 5.5: Schematische Darstellung des Messstandes zur Bestimmung der Temperaturabhängigkeit der Dehnungsmessstreifen.

LabView gesteuert worden. Dieses Programm ist sowohl für die Programmierung des Klimaschranks und der Messgeräte als auch für das Auslesen der Messdaten zuständig gewesen. Durch den Klimaschrank *Binder KB115* ist die Temperatur am zu vermessenden Dehnungsmessstreifen (bezeichnet als DUT) konstant gehalten worden. Dazu ist am Klimaschrank die Vorgabetemperatur ϑ_{Soll} eingestellt und konstant gehalten worden. Die Vorgabetemperatur kann über die RS 422 Schnittstelle programmiert werden. Die tatsächliche Temperatur ϑ_{Ist} am Dehnungsmessstreifen ist durch ein PT100-Thermometer *Greisinger GMH 3710* gemessen worden. Die Signale der Dehnungsmessstreifen sind in der gleichen Weise wie am Biegemessstand, welcher in Abschnitt 5.1.1.2 beschrieben worden ist, ausgelesen worden. Die Messung der Temperaturabhängigkeit ist dabei immer nach dem in Abbildung 5.6 aufgezeigten Schema erfolgt. Dabei wird der Klimaschrank zunächst auf die Starttemperatur eingestellt. Nach Erreichen der Temperatur wird eine Zeitspanne gewartet, bis der Dehnungsmessstreifen – auch mit einem Probekörper, auf dem er aufgebracht ist – ebenfalls die eingestellte Temperatur erreicht hat. Danach werden die gewünschten Messwerte des Dehnungsmessstreifens ausgelesen – Widerstand bei Einzelmessstreifen oder Brückenspan-

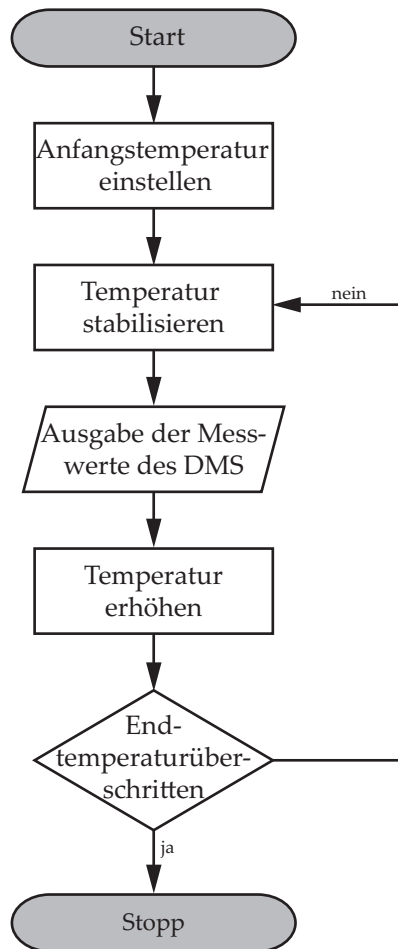


Abbildung 5.6: Ablauf einer Temperaturmessung.

nung bei Wheatstone'schen Messbrücken – und die Temperatur um einen in der Messsoftware einstellbaren Wert erhöht. Die Messwerte werden zusammen mit der gemessenen Temperatur ϑ_{Ist} in einer Datei gespeichert. Anschließend wird wieder gewartet, bis die Temperatur erreicht ist und sich der Prüfling erwärmt hat. Dies geschieht so lange, bis eine Endtemperatur überschritten wird. Danach wird die Messung beendet und der Klimaschrank wieder auf die Starttemperatur gebracht – so kann eine nachfolgende Messung schneller gestartet werden.

5.1.3 Versuche zur Sterilisierbarkeit

Die Anwendung von Instrumenten während Operationen erfordert ein vorheriges Sterilisieren. Dies geschieht in einem Autoklaven in feuchter Hitze. Hierbei müssen alle verwendeten Materialien so beschaffen sein, dass sich durch das Sterilisieren keine Beeinflussung der Funktion ergibt. Dies gilt auch für mit Sensoren ausgestattete Instrumente. Bei den hier vorgestellten Dehnungsmessstreifen ist im Besonderen die Klebeverbindung dabei ein

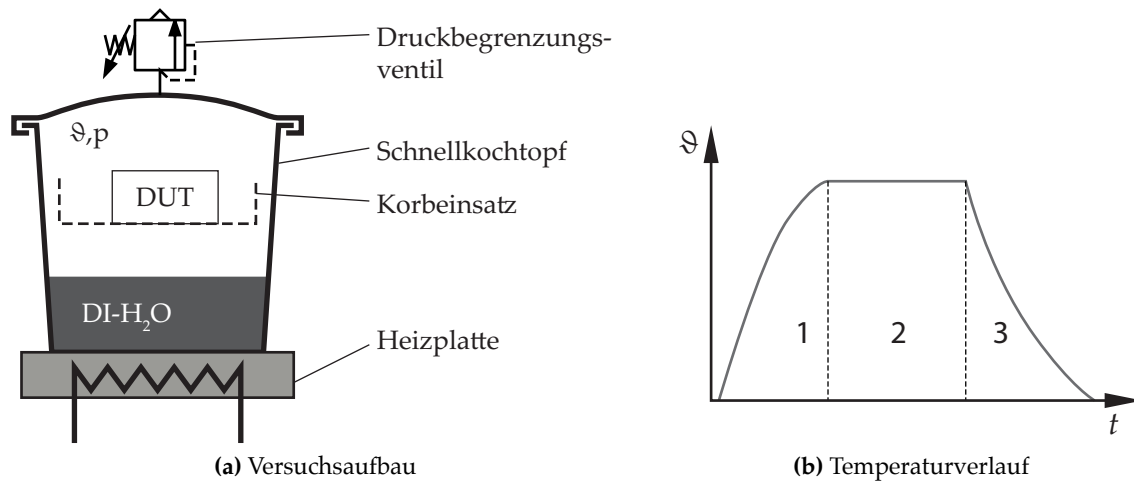


Abbildung 5.7: Aufbau und Temperaturverlauf bei Versuchen zur Sterilisation mittels feuchter Hitze.

begrenzendes Element, das durch den nun beschriebenen Versuch untersucht worden ist. Die verwendeten Klebstoffe verlieren unter Einfluss von Temperatur und Feuchtigkeit und durch den raschen Wechsel von klimatischen Bedingungen an Festigkeit. Daher kann ihre Funktion, die Dehnung vom Prüfkörper auf den Sensor zu übertragen, beeinträchtigt werden.

Die Norm DIN EN ISO 17665-1:2006 beschreibt das Verfahren der Sterilisation mittels feuchter Hitze: Das zu sterilisierende Gut wird dabei in einer Kammer mit gesättigtem Wasserdampf bei einer bestimmten Temperatur ausgelegt. In der Norm DIN ISO/TS 17665-2:2009 finden sich Anwendungsrichtlinien. Dort finden sich Temperaturen des Dampfes und die

Tabelle 5.1: Beispiele für Mindesttemperaturen und -zeiten zur Sterilisation mit Heißdampf aus DIN ISO/TS 17665-2:2009

Temperatur °C	Druck kPa	Zeit min.
121	205,04	15
126	239,46	10
134	304,20	3

sich daraus ergebende Mindesteinwirkzeit, beide auch in Tabelle 5.1 dargestellt. Daraus geht hervor, dass die Einwirkdauer mit zunehmender Temperatur deutlich kürzer wird. Der Zusammenhang zwischen Druck und Temperatur ist durch die Sättigungsdampfdruckkurve von Wasser gegeben. Die Sterilisation wird daher in Autoklaven durchgeführt, in denen eine Atmosphäre aus Wasserdampf unter Überdruck herrscht. Da für die hier durchgeführten Versuche kein Autoklav zur Verfügung stand, wurde die Dampfatmosphäre über einen Schnellkochtopf erzeugt, wie der Versuchsaufbau in Abbildung 5.7a zeigt. Der Schnellkoch-

topf verfügt über ein einstellbares Druckbegrenzungsventil, das den Druck im Schnellkochtopf in zwei Stufen begrenzt. Dabei kann zwischen einem Überdruck von 45 kPa und 75 kPa gewählt werden, was Dampftemperaturen von 110 °C bzw. 116 °C entspricht. Außerdem kann die sich im Topf befindliche Luft durch ein zweites Ventil entweichen, welches sich erst ab einem gewissen Überdruck im Topf schließt. So wird gewährleistet, dass sich eine Wasserdampfatmosphäre im Innern des Topfes bildet. Dazu wird nur wenig deionisiertes Wasser (ca. 500 ml) eingefüllt, das zum Kochen gebracht wird. Die zu vermessenden Proben werden anschließend in einem Korb oberhalb des Wassers platziert, so dass sie sich in der Wasserdampfatmosphäre befinden. Alle Versuche sind hier bei einer Temperatur von 116 °C durchgeführt worden. Höhere Temperaturen, wie die Norm sie fordert, lassen sich mit diesem Aufbau nicht erreichen. Da in diesem Versuch aber die Charakterisierung der verwendeten Werkstoffe im Vordergrund steht und das Sterilisationsergebnis nachrangig ist, kann durch den hier vorgestellten Versuchsaufbau eine gute Aussage über die Eignung der verwendeten Materialien für eine Heißdampfsterilisation getroffen werden. Der Versuch gliedert sich in drei Phasen, die in Abbildung 5.7b dargestellt sind: Phase 1 ist die Aufheizphase, in der das DI-Wasser im Autoklaven bis zur Sterilisationstemperatur erwärmt wird. Während der zweiten Phase wird die Temperatur konstant gehalten. Dies geschieht hier durch das Druckbegrenzungsventil. In der dritten Phase, der Abkühlphase, wird die Temperatur des Autoklaven wieder auf Raumtemperatur abgesenkt. Als *Sterilisationszeit* wird nur die Dauer der zweiten Phase betrachtet. Am verwendeten Schnellkochtopf ist das Erreichen der Endtemperatur an einer Anzeige am Druckbegrenzungsventil abzulesen. Die Versuche sind nach dem im Folgenden beschriebenen Ablauf durchgeführt worden: Dehnungsmessstreifen sind auf Biegebalken aufgebracht worden. Anschließend ist eine Dehnungs-Widerstands-Kennlinie mit dem in Abschnitt 5.1.1.2 beschriebenen Biegemessstand aufgenommen worden. Danach ist der Biegebalken mit dem Dehnungsmessstreifen sterilisiert worden und wieder auf Raumtemperatur abgekühlt worden. Hierauf folgend ist erneut eine Dehnungs-Widerstandskurve aufgenommen worden. Diese Vorgehensweise von abwechselnder Sterilisation und Aufnahme einer Kennlinie ist dann weiter fortgesetzt worden.

5.1.4 Metall-Halbleiter-Kontakte

Wie in Abschnitt 4.1.2 beschrieben, besitzen die im Rahmen dieser Arbeit hergestellten piezoresistiven Dehnungsmessstreifen Aluminiumkontaktflächen. Die Charakterisierung dieser Kontakte wird nun im folgenden Abschnitt beschrieben. Dabei wird zunächst gezeigt, dass die Kontakte ein Ohm'sches Verhalten aufweisen, und anschließend der Kontaktwiderstand bestimmt.

5.1.4.1 Ohm'sches Verhalten

Ein Ohm'scher Kontakt zeichnet sich dadurch aus, dass das Verhältnis zwischen dem durch den Kontakt fließenden Strom und der über den Kontakt abfallenden Spannung konstant ist. Dabei ist die Richtung des fließenden Stromes irrelevant. Zur Bestimmung der Spannungs-Strom-Charakteristik ist ein gesamter piezoresistiver Widerstand charakterisiert worden. Hierfür sind die Kontaktflächen mit Hilfe von Nadelprobern (*Süss MicroTec PH 100*) mit jeweils zwei Kontaktnadeln verbunden worden. Über jeweils eine Nadel auf einer Kontaktfläche ist der Strom eingepreßt und über die andere die abfallende Spannung gemessen worden. Spannungsmessung und Strommessung sind über ein Sourcemeter *Keithley 2400* durchgeführt worden. Über eine LabView-Steuerung sind das Sourcemeter programmiert sowie die Messwerte ausgelesen und gespeichert worden.

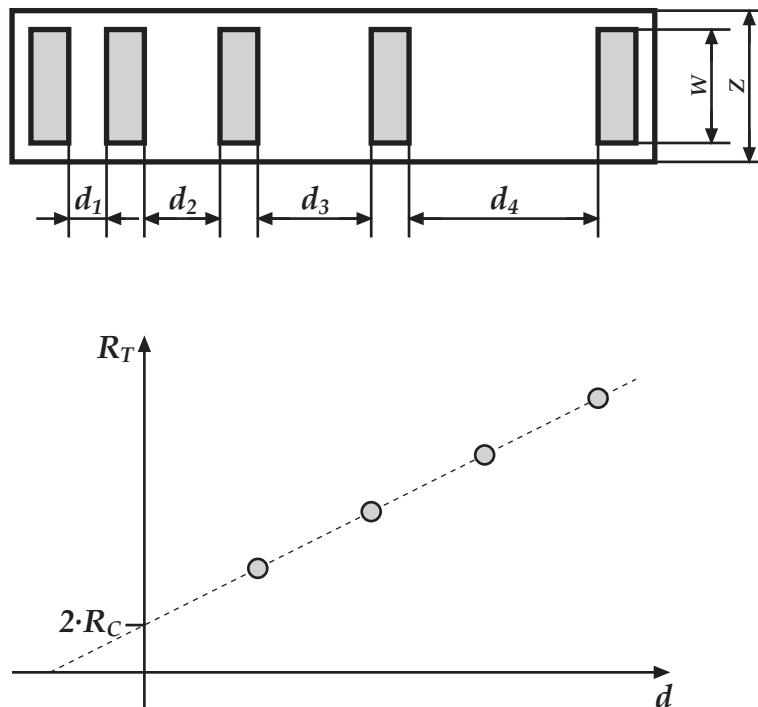


Abbildung 5.8: Schematischer Aufbau einer Transfer-Length-Method (TLM) Struktur zur Bestimmung des Kontaktwiderstandes zwischen Metallisierung und Halbleiter und typisches Ergebnis einer Messung. (reproduziert aus [Sch06])

5.1.4.2 Kontaktwiderstand

Die Bestimmung eines einzelnen Kontaktwiderstandes ist direkt nicht möglich. Indirekt kann der Widerstand jedoch über die *Transfer Length Method (TLM)* bestimmt werden. Dabei werden Metallisierungsflächen in unterschiedlichen Abständen auf einer Leiterbahn des

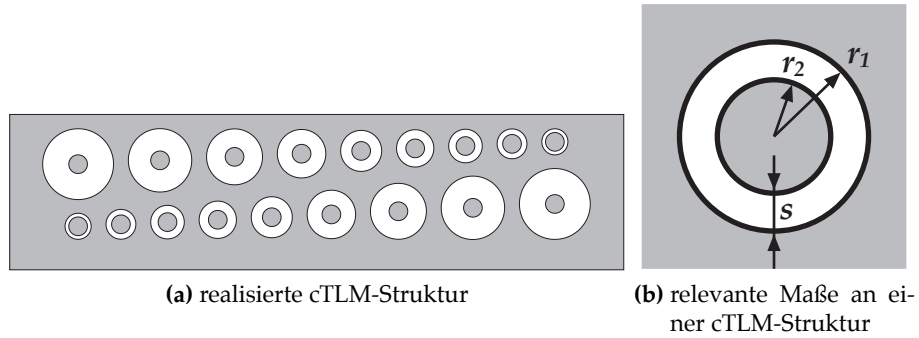


Abbildung 5.9: cTLM-Strukturen zur Bestimmung des Kontaktwiderstandes zwischen Metall-Kontaktfläche und Halbleiter. Metallisierte Flächen sind grau dargestellt

Substrates hergestellt, wie es in Abbildung 5.8 zu sehen ist. Wird jetzt der Widerstand zwischen zwei Kontaktflächen gemessen, so ergibt sich folgendes elektrisches Ersatzschaltbild: es wird eine Reihenschaltung aus einem Kontaktwiderstand R_C , dem Leiterbahnwiderstand R_L und einem zweiten Kontaktwiderstand R_C gemessen. Dabei sind die Kontaktwiderstände R_C konstant, wohingegen der Leiterbahnwiderstand R_L abhängig vom Abstand d zwischen den beiden Kontaktflächen ist. Für den Gesamtwiderstand R_T ergibt sich somit:

$$R_T(d) = R_L(d) + 2 \cdot R_C \quad (5.8)$$

Werden die gemessenen Widerstände $R_T(d)$ über dem Abstand d in ein Koordinatensystem aufgetragen, ergibt sich ein Diagramm wie in Abbildung 5.8 zu sehen. Zur Bestimmung des Kontaktwiderstandes wird nun eine Regressionsgerade durch die Messpunkte gelegt und der Schnittpunkt mit der Ordinate – also für einen Abstand von $d = 0$ – berechnet. So erhält man den Wert für den doppelten Kontaktwiderstand $2 \cdot R_C$. Ein Nachteil dieser Methode ist, dass es nichtlineare Effekte gibt, wenn $Z > W$. Hier fließt gerade bei größeren Abständen nicht nur ein Strom direkt zwischen den beiden langen Kontaktseiten [Sch06]. Auch zwischen den Schmalseiten bilden sich Strompfade aus. Um dieses Problem zu umgehen, gibt es die Möglichkeit der kreisförmigen Transfer-Length-Method. Diese wird mit dem Kürzel *cTLM* benannt, was für circular TLM steht. Eine solche Struktur ist in Abbildung 5.9 dargestellt. Alternativ ist auch die Anordnung von mehreren konzentrischen Ringen möglich [DK07]. Bei allen cTLM-Strukturen ergibt sich jedoch ein nichtlinearer Zusammenhang zwischen Spaltbreite und gemessenem Widerstand. Über einen Korrekturfaktor kann der

Widerstand jedoch korrigiert werden und somit ein äquivalenter Wert zur linearen TLM-Messung errechnet werden [KT04]. Der Korrekturfaktor beträgt:

$$c = \frac{r_2}{s} \ln \frac{r_2 + s}{r_2} = \frac{r_2}{r_1 - r_2} \ln \frac{r_1}{r_2} \quad (5.9)$$

Die zugehörigen Maße können aus Abbildung 5.9b entnommen werden. Die hier in Abbildung 5.9a dargestellte Struktur hat einen Innenradius von $r_1 = 75 \mu\text{m}$ und die Spaltbreiten liegen zwischen $r_{1,\min} = 30 \mu\text{m}$ und $r_{1,\max} = 210 \mu\text{m}$. Bis $90 \mu\text{m}$ erhöht sich der Abstand dabei in $15 \mu\text{m}$ -Schritten und darüber hinaus jeweils um $30 \mu\text{m}$.

5.2 Ergebnisse

5.2.1 Metallische Dehnungsmessstreifen

5.2.1.1 Bestimmung des k-Faktors

Wie bereits in Abschnitt 5.1.1 beschrieben, ist der k-Faktor durch einen Biegeversuch ermittelt. Für die metallischen DMS ist dafür ein einzelner DMS vermessen worden und darüber der *k-Faktor* bestimmt worden. Der dort beschriebene Biegemessstand ist dafür benutzt worden. Zur Berechnung der am DMS anliegenden Dehnung nach Gleichung 5.7 werden die in Abbildung 5.3 definierten Maße sowie die Balkenhöhe benötigt. Es ist ein Dehnungsbalken aus Edelstahl verwendet worden, der die nachfolgenden Maße besitzt: Die Balkenlänge hat $l = 106 \text{ mm}$, der Abstand des DMS von der Einspannung $x_1 = 7,5 \text{ mm}$ und die Höhe des Biegebalkens $h = 5 \text{ mm}$ betragen. Damit berechnet sich die Dehnung aus der Auslenkung mit $\tilde{\varepsilon} = -0,62027 \frac{1}{\text{m}} \cdot w_{\max}$. Um eine Dehnung von $\varepsilon_{\max} < 0,1\%$ zu erreichen ist demnach eine maximale Auslenkung von $1,6 \text{ mm}$ erlaubt. Bis zu dieser Auslenkung sind in Schritten von $0,2 \text{ mm}$ Messwerte an vier Dehnungsmessstreifen aufgenommen worden, welche auf den beschriebenen Balken aufgebracht worden sind. Die Ergebnisse der Messungen sind in Abbildung 5.10 zusammengefasst. Dort ist auf der Ordinate die aus der gemessenen Auslenkung errechnete Ersatzdehnung aufgetragen. Auf der Abszisse ist das Verhältnis von Widerstandsänderung durch Dehnung zum Grundwiderstand des DMS ohne Dehnung aufgetragen. So lässt sich direkt der *k-Faktor* ³⁾ durch Bildung des Quotienten von Abszissen und Ordinatenwert berechnen. Aus diesen Messungen ergibt sich ein *k-Faktor* von $k = 3,04 \pm 0,093$

5.2.1.2 Bestimmung der Temperaturabhängigkeit

Die Temperaturabhängigkeit von Platin ist gut bekannt durch Temperaturmesswiderstände aus Platin. Für Temperaturen oberhalb von 0°C wird die Kennlinie eines Widerstandes aus

³⁾ vgl. Gleichung 3.32 auf S. 54

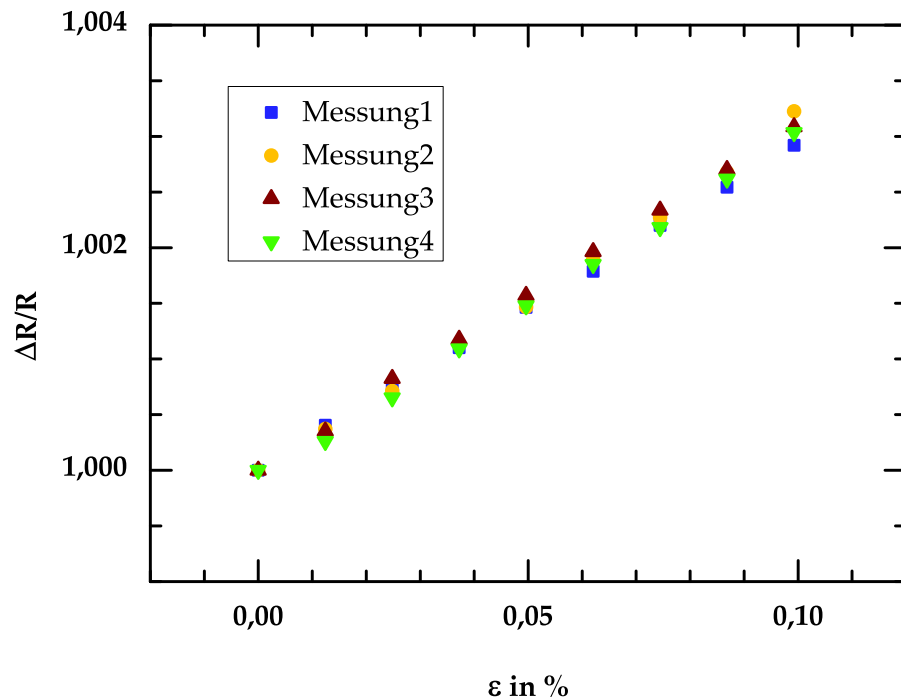


Abbildung 5.10: Messungen zur Bestimmung des k-Faktors der metallischen DMS

reinem Platin über ein Polynom zweiter Ordnung genähert, das in DIN EN 60751 [DIN09] beschrieben ist:

$$R(\vartheta) = R(0^\circ\text{C}) \cdot (1 + a \cdot \vartheta + b \cdot \vartheta^2) \quad (5.10)$$

Die Temperatur ϑ wird dabei in $^\circ\text{C}$ angegeben. Werte für die Koeffizienten a und b finden sich in Tabelle 5.2. Da jedoch der quadratische Teil erst für höhere Temperaturen stärker ins

Tabelle 5.2: Parameter für die temperaturabhängige Kennlinie eines Platinwiderstandes nach DIN EN 60751

Parameter	Wert
a	$3,9083 \cdot 10^{-3} \text{ K}^{-1}$
b	$-5,775 \cdot 10^{-7} \text{ K}^{-2}$

Gewicht fällt und der untersuchte Temperaturbereich $0^\circ\text{C} < \vartheta < 60^\circ\text{C}$ betragen hat, kann ohne einen großen Fehler auch eine lineare Abhängigkeit des Widerstandes angenommen werden. Die Abweichung für einen Koeffizienten $a = 3,87335 \cdot 10^{-3} \text{ K}^{-1}$ beträgt gegenüber der Annäherung über das Polynom zweiter Ordnung immer weniger als $53 \text{ m}\Omega$.

Für die bestehenden metallischen DMS ist deshalb lediglich ein linearer Koeffizient ermittelt worden, da dies ausreichend ist. Dabei ist der Widerstand eines nicht aufgespannten Folien-DMS mittels dem in Abschnitt 5.1.2 vorgestellten Versuchsaufbau bei Temperaturen zwischen 0°C und 60°C in Schritten von 5°C vermessen worden. Der Widerstand ist bei jeder

Temperatur 20 Male gemessen worden. Sowohl aus den Werten der gemessenen Temperatur als auch des Widerstandes ist dann der Mittelwert gebildet worden. Aus diesen Mittelwerten ist dann eine Temperatur-Widerstands-Kennlinie gebildet worden, aus der mittels linearer Regression der Temperaturbeiwert der DMS bestimmt worden ist. Der gemessene lineare Widerstandskoeffizient beträgt $a_{DMS} = 2,531 \cdot 10^{-3} K^{-1}$.

5.2.1.3 Sterilisationsversuche

Die Sterilisierbarkeit der metallischen Dehnungsmessstreifen und vor allem die Eignung des verwendeten Klebers zur Befestigung der DMS auf Biegebalken als Probekörpern ist untersucht worden. Dazu sind Dehnungsmessstreifen einer Fertigungscharge, die mit verschiedenen Klebstoffen auf Probekörpern befestigt worden sind, untersucht worden. Die Versuche sind gemäß der in Abschnitt 5.1.3 dargestellten Vorgehensweise durchgeführt worden. Dabei sind an die untersuchten Klebstoffe die folgenden Anforderungen gestellt worden:

- Herstellung einer sicheren mechanischen Verbindung zwischen Sensor und Substrat, auf dem der Sensor aufgeklebt wird.
- Keine Zerstörung oder Veränderung der Eigenschaften des Klebstoffes durch den Einfluss feuchter Hitze.
- Optional ist eine medizinische Zulassung des Klebstoffes wünschenswert.

Der letzte Punkt wird dann entscheidend, wenn der Sensor während des Einsatzes in Kontakt mit dem Patienten kommen kann. Dann ist ein Nachweis der Bioverträglichkeit nötig. Dies wird hier aber nicht weiter betrachtet, sondern nur für die untersuchten Klebstoffe gemäß der Herstellerangaben aufgeführt. Aus den gestellten Anforderungen sind dann die in Tabelle 5.3 aufgeführten Klebstoffe ausgewählt und dann im Rahmen der Versuche untersucht worden.

Tabelle 5.3: Untersuchte Klebstoffe für Sterilisationsversuche und deren Eigenschaften

	medizinische Freigabe	Komponenten (Gewichtsverteilung)	Aushärtmethode	Glasübergangstemperatur in °C
Delo Monopox 1196	nein	1 (-)	40 Min. bei 150°C	138
Loctite M21-HP	ja	2 (100:55)	6 h bei RT	60
Loctite M31-CL	ja	2 (100:46)	20 h bei RT	70

Bei *Delo Monopox 1196* handelt es sich um einen Aluminium-gefüllten, einkomponentigen, thermisch aushärtenden Konstruktionsklebstoff auf Epoxidharz-Basis. Die anderen beiden Klebstoffe *Loctite M21-HP* und *Loctite M31-CL* sind zweikomponentige Epoxidharz-Klebstoffe. Sie härten chemisch bei Raumtemperatur aus. Die Aushärtezeiten sind in Tabelle 5.3 angegeben. Es ist jedoch zu beachten, dass die Endfestigkeit erst nach 24h erreicht wird.

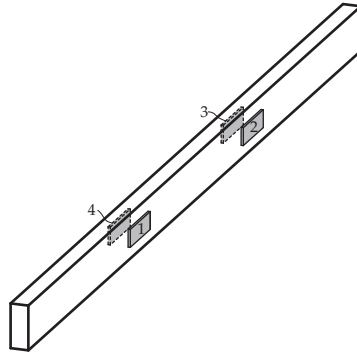


Abbildung 5.11: Anordnung der vier Dehnungsmessstreifen für Sterilisationsversuche auf dem Probekörper.

Dies ist bei den Versuchen berücksichtigt worden, indem diese Lagerzeit vor dem ersten Versuch eingehalten worden ist.

5.2.1.3.1 Probenvorbereitung und Versuchsdurchführung Die Dehnungsmessstreifen sind zunächst an definierte Positionen auf einem Biegebalken als Probekörper aus einem sterilisierbaren Edelstahl (Werkstoffnummer 1.4305) geklebt worden. Der Probekörper hat eine Höhe von 10mm , eine Dicke von 4mm . Die Länge ist so bemessen worden, dass jeweils vier DMS pro Probekörper angebracht und vermessen werden konnten ohne diese zu beschädigen. Dazu ist ausgenutzt worden, dass der Probekörper von beiden Enden aus eingespannt werden kann und auf jeder Seite ein DMS angebracht werden kann. Schematisch ist dies in Abbildung 5.11 dargestellt. Durch die vier Einspannmöglichkeiten des Balkens ergibt sich folglich die Möglichkeit, alle DMS unabhängig zu vermessen. Dabei ist lediglich darauf zu achten, dass die Dehnungsmessstreifen, die nicht vermessen werden, nicht im Bereich der Andruckeinheit des Biegemessstandes liegen. Auf jeweils einem Biegebalken sind die vier angebrachten Dehnungsmessstreifen mit identischen Klebstoff fixiert worden – es sind also insgesamt drei Biegebalken verwendet worden. Nach der Reinigung der Klebeflächen sind die Dehnungsmessstreifen appliziert worden, wobei der Klebstoff exakt nach den Vorgaben des Herstellers prozessiert worden ist. Nach dem Aushärten des Klebstoffes sind an die einzelnen Dehnungsmessstreifen, wie in den Versuchen zur *k-Faktor*-Bestimmung, je zwei Messleitungen pro Anschlussfläche angelötet worden, um den Widerstand mittels Vierdraht-Methode zu messen. Die Kontaktstellen sind zur Zugentlastung zusätzlich mit Klebstoff verkapselt worden, um die Verbindung zu schützen. Anschließend ist die erste Dehnungs-Widerstands-Kennlinie für alle Dehnungsmessstreifen aufgenommen worden. Danach sind alle Dehnungsmessstreifen 37 Mal sterilisiert und anschließend vermessen worden. Im Anschluss an diese Messungen ist die Haftung der Sensoren auf beiden Fügepartnern qualitativ bewertet worden. Dazu wurde versucht, ob sich einer der beiden Fügepartner vom Klebstoff lösen lässt. Das Ergebnis des Ablösens ist dann bewertet worden. Das Ablö-

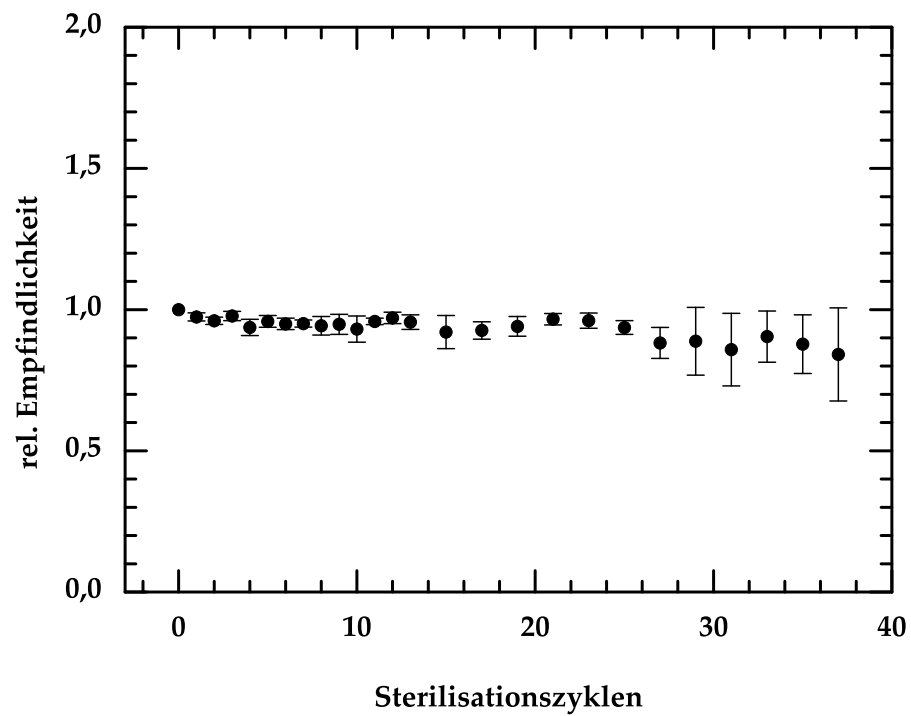
sen wurde erst manuell versucht und anschließend durch Abschälen mittels eines Skalpells weiter probiert. Dabei ist untersucht worden, wie leicht sich die Klebeverbindung lösen lässt und welche der beiden Verbindungen zu den Fügepartnern die schwächere ist. Lässt sich die Klebeverbindung einfach wieder lösen, so ist die Forderung nach einer sicheren Klebeverbindung, die am Anfang dieses Abschnittes formuliert worden ist, nicht erfüllt. Sie muss auch nach einer größeren Zahl von Sterilisationsvorgängen noch gegeben sein.

5.2.1.3.2 Messergebnisse Die Ergebnisse der Versuche sind in Abbildung 5.12 dargestellt. Man sieht in den drei Graphen die relative Empfindlichkeit der Sensoren über der Anzahl der Sterilisationszyklen aufgetragen.

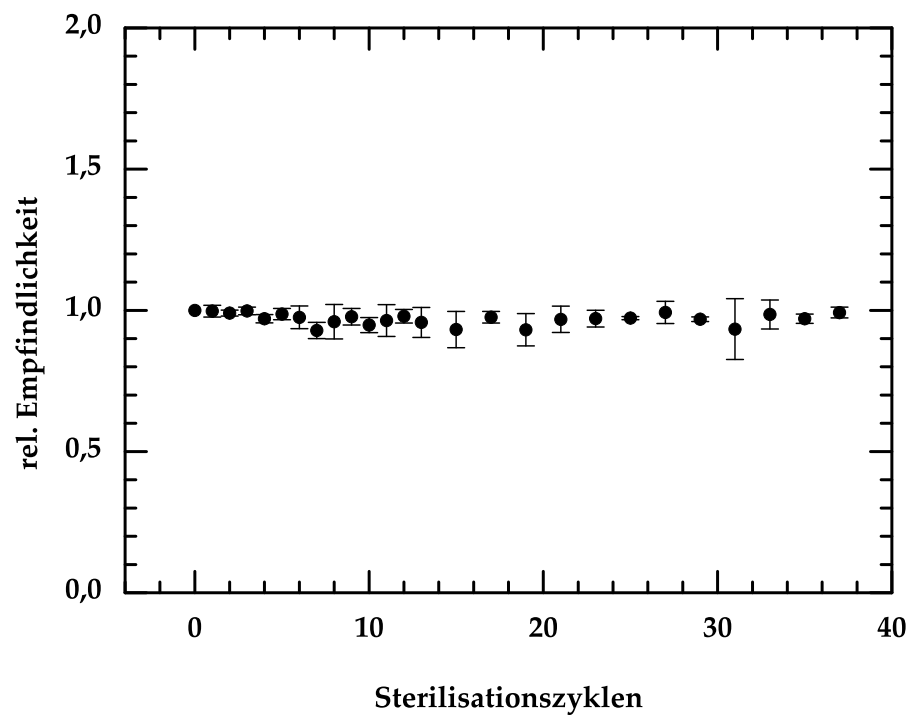
Dargestellt ist die Empfindlichkeit von allen vier Sensoren auf dem Probenbalken in einem Messwert. Die Werte für die Empfindlichkeit sind aus der Steigung der Dehnungs-Widerstands-Kennlinie berechnet worden und entsprechen dem *k-Faktor* der Sensoren. Die Ermittlung der Empfindlichkeit erfolgte in einem Biegeversuch, wie er in Abschnitt 5.1.1 beschrieben ist. Durch lineare Regression ist die Steigung für jeden Sensor nach jedem Sterilisationsvorgang ermittelt worden. Anschließend sind aus diesen Daten der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet worden. Da es hier jedoch nicht um die Bestimmung eines absoluten Wertes für den *k-Faktor* geht, sondern der Verlauf der Empfindlichkeit mit der Zahl der Sterilisationszyklen geht, sind die Empfindlichkeiten nur relativ betrachtet worden. Als Referenz ist dabei die Empfindlichkeit der Sensoren vor dem ersten Sterilisationsvorgang herangezogen worden und alle Werte für die Empfindlichkeit sind dazu ins Verhältnis gesetzt worden. Folglich ist in allen Graphen bei Null Zyklen der Wert 1 im Diagramm zu sehen.

Allgemein sieht man, dass die Empfindlichkeit für alle Sensoren leicht abnimmt. Außerdem schwanken die Messwerte zwischen den einzelnen Zyklen. Dies hängt damit zusammen, dass die Dehnungsbalken jedes Mal wieder neu eingespannt werden. Dadurch ergibt sich trotz der Anschläge in der Spannvorrichtung des Biegemessstandes eine andere Position beim Anschrauben und somit eine leichte Verschiebung der Kennlinie. Weiter ist die Einspanneinrichtung auch nur in erster Näherung als ideal starr anzunehmen. Hier ergibt sich ebenfalls ein Einfluss durch das Verschrauben in der Einspannvorrichtung. Jedoch lassen sich aus den Graphen gut Tendenzen ablesen. Im Folgenden werden nun die einzelnen Klebstoffe betrachtet.

Man sieht für den Klebstoff *Delo Monopox 1196* ab dem 27. Sterilisationszyklus eine deutliche Zunahme der Streuung der Messwerte und gleichzeitig eine deutliche Verringerung des Mittelwertes. Bei der Analyse der Einzeldaten ist zu erkennen, dass zwei der vier Sensoren ab diesem Zeitpunkt eine deutlich verringerte Empfindlichkeit zeigen, während die anderen beiden Sensoren stabil weiter arbeiten. Dies führt zu der deutlich größeren Streuung. Da die anderen beiden Sensoren jedoch stabil weiter arbeiten, nimmt der Mittelwert

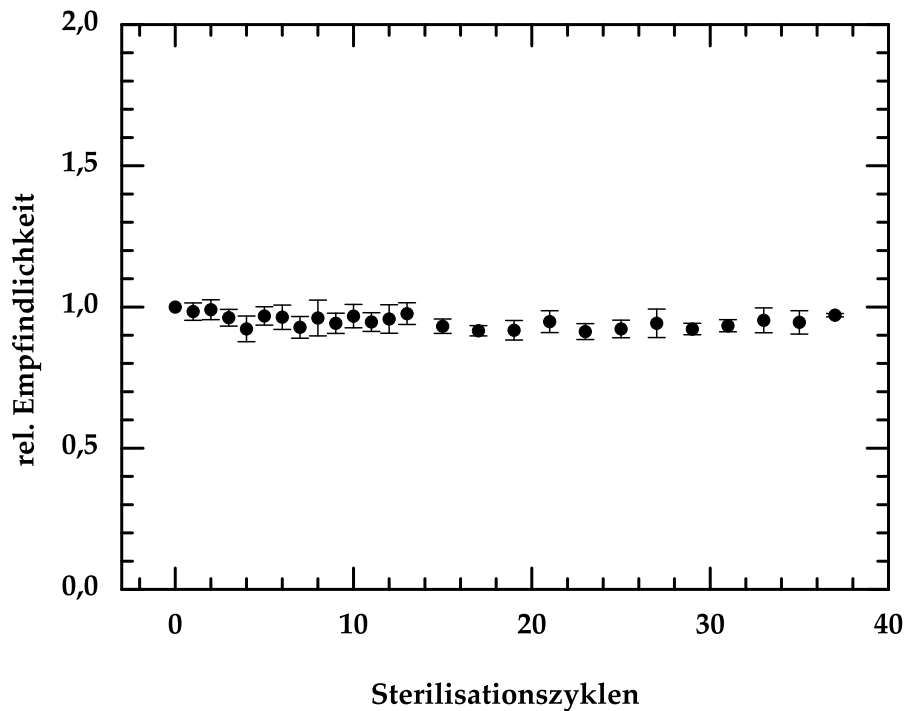


(a) Ergebnis der Sterilisationsversuche mit Delo Monopox 1196



(b) Ergebnis der Sterilisationsversuche mit Locitite M-21HP Hysol

Abbildung 5.12: Ergebnisse der Sterilisationsversuche mit den untersuchten Klebstoffen. (Anfang)



(c) Ergebnis der Sterilisationsversuche mit Loctite M-31CL Hysol

Abbildung 5.12: Ergebnisse der Sterilisationsversuche mit den untersuchten Klebstoffen. (Fortsetzung)

nicht so stark ab. Bei den anderen beiden Klebstoffen zeigt sich ein ähnlicher Verlauf: Die Empfindlichkeit nimmt ganz leicht ab, um gegen Ende der Versuchsreihe wieder auf das Anfangsniveau anzusteigen. Zu erkennen ist, dass hier keine nennenswerte Steigerung der Streuung mit der Anzahl der Versuche zu erkennen ist. Lediglich bei einzelnen Messungen zeigt sich eine Erhöhung der Streubreite der Messungen. Dies ist jedoch eher auf Ausreißer in den Messungen zurückzuführen.

Wie bereits erwähnt, ist nach den Sterilisationsversuchen an allen Proben zusätzlich noch eine qualitative Bewertung der Haftung des jeweiligen Klebstoffes durchgeführt worden. Dabei hat sich gezeigt, dass die Haftung aller Klebstoffe auf dem Edelstahl-Probekörper

Tabelle 5.4: Ergebnisse der qualitativen Haftungsbewertung der verschiedenen Klebstoffe

Klebstoff	Bewertung der Haftung
Delo Monopox 1196	Sehr gute Haftung auf Edelstahl. DMS lässt sich aber unversehrt vom Klebstoff abschälen.
Loctite M-21HP	Sehr gute Haftung auf beiden Fügepartnern. DMS lässt sich nicht zerstörungsfrei entfernen.
Loctite M-31CL	Sehr gute Haftung auf Edelstahl. DMS lässt sich aber unversehrt vom Klebstoff abschälen.

exzellent ist, was aber auch zu erwarten war, da Metalle eine hohe Oberflächenenergie haben und in der Regel einfach zu kleben sind. Die Haftung des Klebstoffes auf der Polyimidfolie des Dehnungsmessstreifens ist nur bei einem Kleber mit sehr gut zu bewerten: lediglich beim Klebstoff *Loctite M-21HP* ließ sich der Dehnungsmessstreifen nicht zerstörungsfrei vom Klebstoff entfernen. Hier war die Haftung zwischen Klebstoff und Polyimid größer als die Festigkeit des Polyimids. Es ist beim Abschälen immer wieder gerissen. Die Haftung der anderen beiden Klebstoffe ist deutlich geringer gewesen. Sie reichte aus, um die Dehnung zu übertragen. Die Klebung ließ sich jedoch durch eine schälende Belastung an der Schnittstelle zwischen Klebstoff und Polyimid lösen. Die Ergebnisse dieser Analyse sind noch einmal in Tabelle 5.4 dargestellt.

5.2.2 Halbleiter-Dehnungsmessstreifen

5.2.2.1 Grundwiderstand der Widerstände

Die Widerstände der Dehnungssensoren im nicht aufgeklebten und somit dehnungsfreien Zustand sind vermessen worden. Die Widerstände sind mittels der Vierdraht-Methode mit einem *Keithley Sourcemeter 2400* gemessen worden. Dazu sind auf jede Kontaktfläche jeweils zwei Nadeln über *Süss MicroTec PH 100* Nadelprober kontaktiert worden. So sind von verschiedenen Typen jeweils 10 Sensoren vermessen worden. Von allen gemessenen Werten sind Mittelwert und Standardabweichung berechnet worden. In Abbildung 5.13 sieht man,

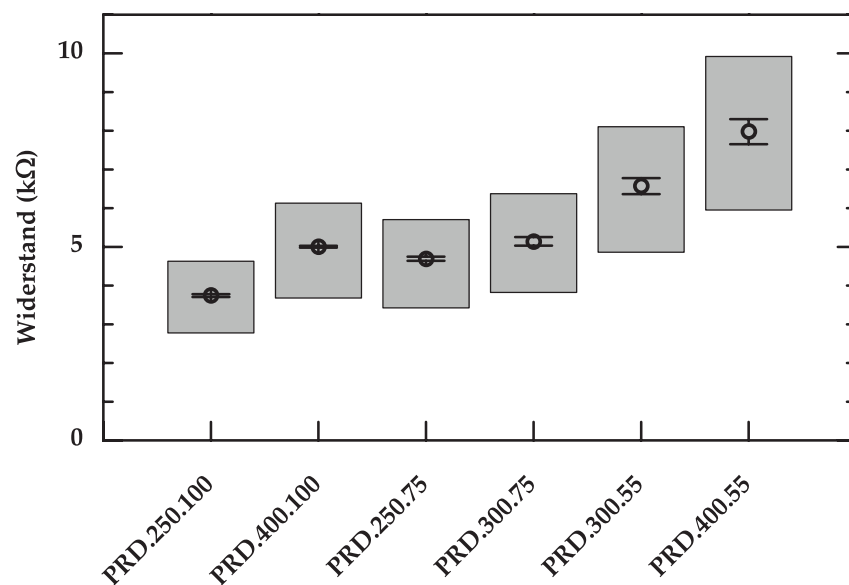


Abbildung 5.13: Vergleich zwischen gemessenen und simulierten Widerständen für verschiedene Varianten der piezoresistiven DMS.

dass die gemessenen Widerstandswerte alle mittig im vorher simulierten Widerstandsreich liegen. Weiter ist zu erkennen, dass mit zunehmendem Widerstand auch die Streuung der Widerstandswerte zunimmt. Diese Beobachtung lässt sich auch so ausdrücken, dass mit geringerer Leiterbahnbreite des Messgitters die Streuung stärker zunimmt.

5.2.2.2 Bestimmung des k -Faktors

Die Bestimmung des k -Faktors der Halbleiter-Dehnungssensoren ist analog zur Vorgehensweise, welche bei den metallischen DMS angewandt und vorgestellt worden ist, durchgeführt worden. Es sind dazu Widerstände mit einer Messgitterlänge von $l = 300 \mu m$ und einer Leiterbahnbreite von $b = 75 \mu m$ verwendet worden, welche im mittleren Widerstandsreich liegen. Diese Widerstände sind mittels der in Abschnitt 4.3.2 beschriebenen Aufbau- und Verbindungstechnik kontaktiert worden, wie auch in Abbildung 4.14b (siehe S. 89) dargestellt. Die so aufgebauten Widerstände sind auf den bekannten Biegebalken mit einer Länge $l = 106 mm$ und einer Höhe von $h = 5 mm$ aufgeklebt worden. Der Abstand von der Mitte des Messgitters bis zur Einspannung hat dabei $x_1 = 5 mm$ betragen. Mit diesen Messwerten ist aus der aufgenommenen Dehnungs-Widerstands-Kennlinie der k -Faktor zu $k_{gemessen} = 23,9$ ermittelt worden. Die Messwerte des zugehörigen Biegeversuchs sind in Abbildung 5.14 zu sehen. Dort sieht man ebenfalls die ermittelte Ausgleichsgerade zur Bestimmung des k -Faktors.

5.2.2.3 Temperaturabhängigkeit des Sensors

Auch für die piezorestiven Senoren ist die Temperaturabhängigkeit des Sensors ermittelt worden, wie dies bereits für die metallischen DMS beschrieben worden ist. Dies ist an denselben Widerständen geschehen, an denen der k -Faktor ermittelt worden ist. Dass dies zulässig ist, zeigt Abbildung 5.15: Hier sieht man den Vergleich der Temperaturgänge von auf einen Biegebalken aufgeklebten und nicht aufgeklebten Sensoren. Es wird deutlich, dass sich hier nahezu kein Unterschied ergibt. Ferner sieht man, dass sich ein mit guter Näherung linearer Zusammenhang zwischen der Temperatur und Widerstand ergibt. Aus Abbildung 5.15 kann nun durch lineare Regression der lineare Widerstandskoeffizient für den Zusammenhang $R(\vartheta) = R(0^\circ C) \cdot (1 + a \cdot \vartheta)$ berechnet werden. Der gemessene Wert beträgt dabei $a_{DMS} = 3,59 \cdot 10^{-3} K^{-1}$.

5.2.2.4 Metall-Halbleiter-Kontakte

Wie beschrieben, sind an den Metall-Halbleiter-Kontakten der piezoresistiven Dehnungsmessstreifen das Ohm'sche Verhalten und die Höhe des Kontaktwiderstandes untersucht worden. Zur Untersuchung des Ohm'schen Verhaltens sind mit beschriebenem Versuchsaufbau Ströme im Bereich von $-0,1 mA$ bis $+0,1 mA$ in den Widerstand eingepreßt worden

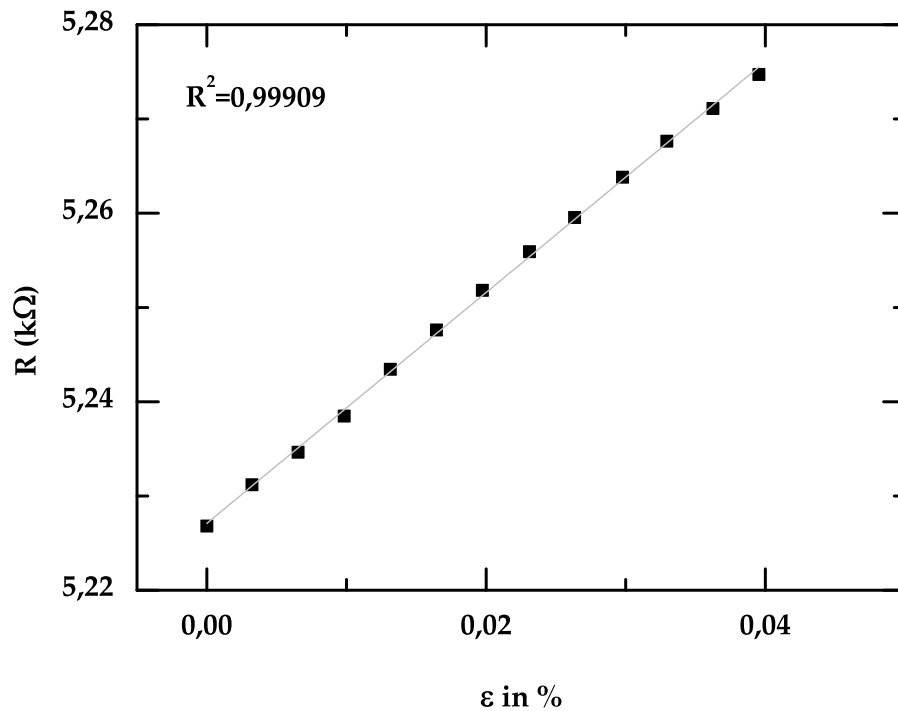


Abbildung 5.14: Ergebnisse des Biegeversuches zur Bestimmung des *k-Faktors* der piezoresistiven Sensoren.

und die Spannung gemessen worden. Dabei sind im angegebenen Stromintervall 500 Messpunkte gewählt worden. Man sieht in Abbildung 5.16 deutlich den linearen Zusammenhang zwischen abfallender Spannung und eingepprägtem Strom, was auf ein Ohm'sches Verhalten der Kontakte schließen lässt. Eine lineare Regression konnte mit einem Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0,99999$ durchgeführt werden.

Zur Messung des Kontaktwiderstandes ist die beschriebene cTLM-Struktur über temporäre Kontaktnadeln mit Nadelprobern (*Süss MicroTec PH 100*) kontaktiert worden. Zwei Kontaktnadeln sind dabei auf der inneren Kontaktfläche platziert worden und mit zwei weiteren Nadeln ist der Kontakt zur äußeren Kontaktfläche hergestellt worden. Die Messung des Widerstandes ist mit einem Sourcemeter *Keithley 2400* durchgeführt worden. Der Messstrom hat dabei $I_{mess} = 10 \text{ mA}$ betragen. Die Messungen erfolgten bei $\vartheta = 30^\circ\text{C}$. Die Temperatur wurde durch einen beheizbaren Chuck am Nadelprober eingestellt. Die Auswertung der Messergebnisse ist in Abbildung 5.17 zu sehen. Dort sind sowohl die gemessenen als auch die nach Gleichung 5.9 korrigierten Messdaten aufgetragen. Durch lineare Regression anhand der korrigierten Messdaten ergibt sich für den Kontaktwiderstand ein Wert von etwa $R_C \approx 4\Omega$.

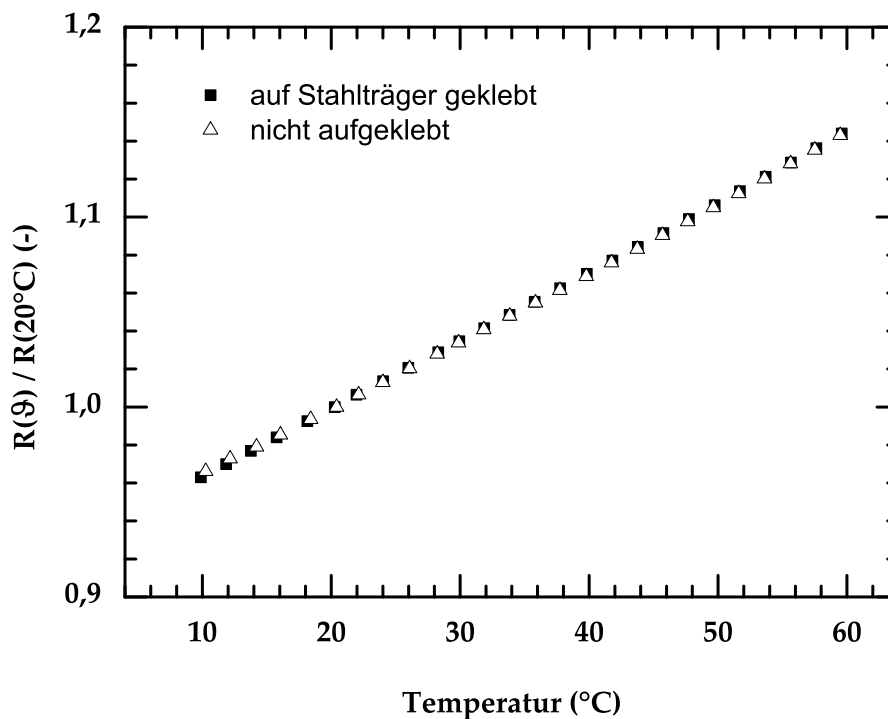


Abbildung 5.15: Unterschied in der Bestimmung des Temperaturgangs durch Aufkleben des Sensors.

5.3 Auswertung und Interpretation der Ergebnisse

Nachdem die Messdaten vorgestellt worden sind, erfolgt in dem nun folgenden Abschnitt die Auswertung der Ergebnisse. Dabei wird zunächst auf die Ergebnisse für die metallischen DMS eingegangen und dann auf die Halbleiter-DMS.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass sowohl für metallische als auch für halbleiterbasierte DMS die Empfindlichkeit und das Temperaturverhalten gemessen worden sind. Zusätzlich ist für die piezoresistiven DMS ein Vergleich zwischen gemessenem und vorher simuliertem Grundwiderstand durchgeführt worden.

5.3.1 Metallische DMS

Für Platinwiderstände ist in der Literatur ein *k-Faktor* von etwa $k = 4$ [HR92] bis $k = 4,5$ [FFM⁺08] angegeben. Der hier gemessene *k-Faktor* von $k_{DMS} = 3$ fällt dazu im Vergleich geringer aus. Dies ist zum einen dadurch zu erklären, dass das Messgitter nicht aus reinem Platin besteht, sondern aus einem Zweischicht-System: unterhalb der Platin-Schicht befindet sich die Haftvermittler-Schicht aus Titan. Zu diesem Metall lassen sich in der Literatur keine Angaben zu seinem *k-Faktor* finden. Aufgrund des Messergebnisses ist jedoch

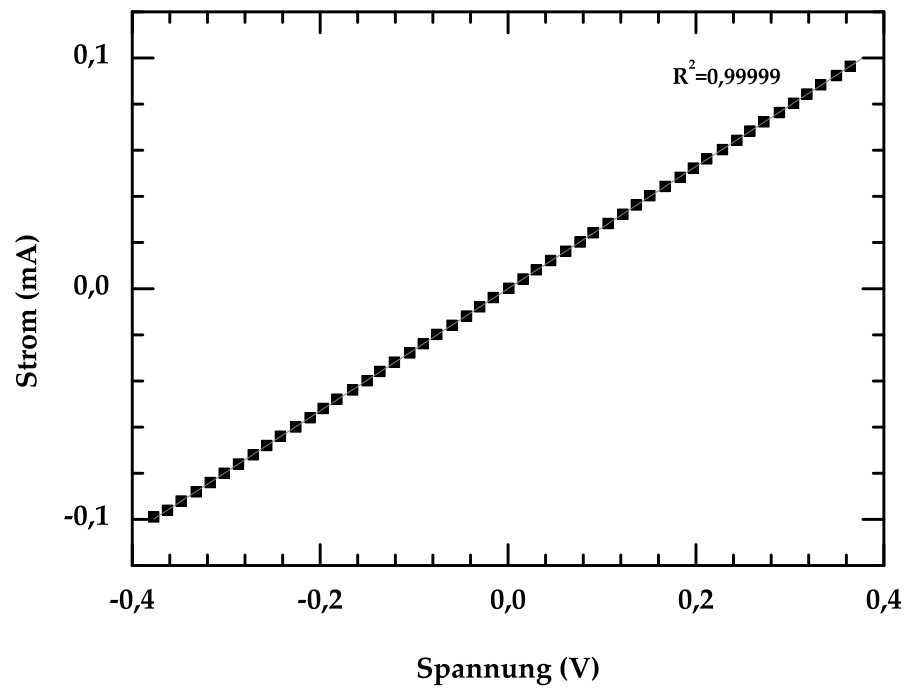


Abbildung 5.16: Spannungs-Strom-Kennlinie der Metall-Halbleiter-Kontakte der piezoresistiven Dehnungsmessstreifen.

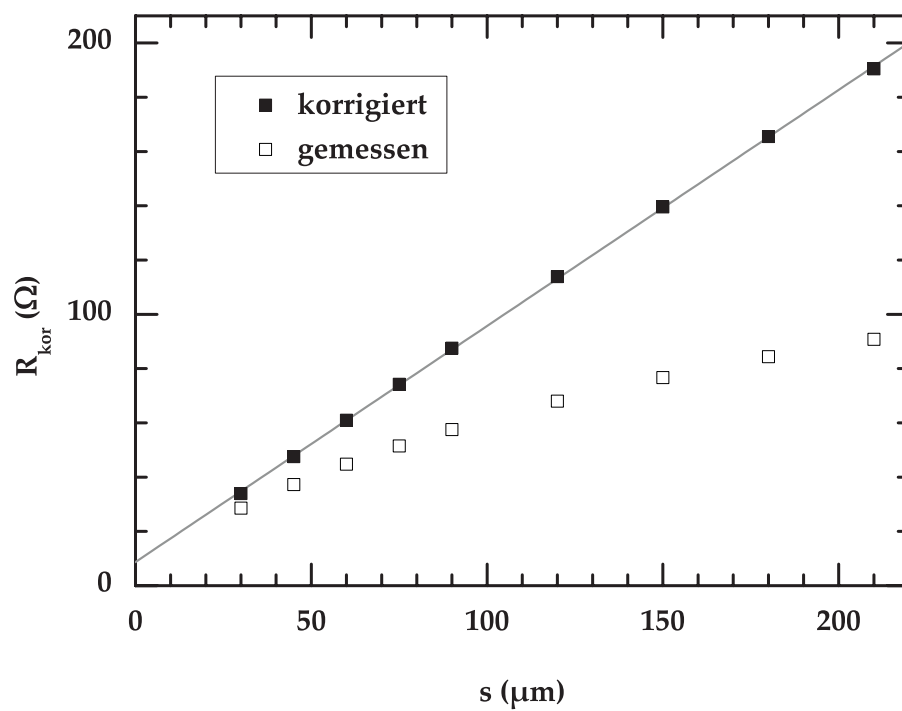


Abbildung 5.17: Ergebnisse der Vermessung einer cTLM-Struktur. Der Schnittpunkt der Regressionsgerade mit der Ordinate ist der doppelte Wert des Kontaktwiderstandes

davon auszugehen, dass der Wert geringer ausfällt. Weiterhin ist die Struktur der gesputterten Platinschicht nicht bekannt. Die Angaben der *k-Faktoren* aus der Literatur sind alle für Vollmaterial gemacht. Bereits in Kapitel 2.1 ist erwähnt worden, dass für das gleiche Material verschiedene *k-Faktoren* gemessen worden sind, was mit der Materialdicke sowie den Herstellungs- und Umformungsverfahren zusammenhängt. Ferner ist davon auszugehen, dass der gesputterte Platin-Film nicht komplett geschlossen ist, sondern eine leichte Porosität aufweist, da die gemessenen Widerstände größer als berechnet ausgefallen sind. Somit wird sich auch dieser Faktor auf den *k-Faktor* auswirken.

Der Temperaturbeiwert ist für die Widerstände nur linear bestimmt worden, da im vermessenen Temperaturbereich zwischen 0 °C und 60 °C die Widerstandskennlinie annähernd linear verläuft. Obwohl für Platin-Widerstandsthermometer die Kennlinie des temperaturabhängigen Widerstandes für Temperaturen oberhalb von 0 °C nach DIN EN 60751 durch ein Polynom zweiter Ordnung beschrieben werden kann, kommen die quadratischen Anteile erst bei höheren Temperaturen deutlich zum Tragen. Dies hat weiter zur Folge, dass eine Regression mittels Polynom zweiter Ordnung sehr ungenaue Werte für den quadratischen Term liefern würde. Deshalb ist hier nur der lineare Term betrachtet worden. Man sieht, dass der Widerstandsbeiwert mit $a_{DMS} = 2,531 \cdot 10^{-3} \text{ K}^{-1}$ geringer ist als der in der Norm angegebene lineare Koeffizient von Platin. Auch der Koeffizient von Titan liegt mit $a_{Ti} = 3,8 \cdot 10^{-3} \text{ K}^{-1}$ höher als der gemessene Wert. Dies ist dadurch zu erklären, dass sich Dünnschichten anders verhalten als Bulk-Material, für das diese Werte angegeben werden. Bancroft et al. [BAC⁺75] untersuchten den linearen Widerstandskoeffizienten für gesputterte Platin-Dünnschichten und fanden heraus, dass eine starke Abhängigkeit vom Sauerstoffgehalt in den Platinschichten zum Widerstandskoeffizienten besteht. Er sinkt mit steigendem Sauerstoffgehalt und kann sogar negativ werden. Zusätzlich wurde der lineare Widerstandskoeffizient an Dünnschichten annähernd 50% geringer bestimmt [LP84] als der Wert von Vollmaterial. Somit liegt der geringere Wert innerhalb der Erwartungen.

Als letzter Punkt ist für diese Sensoren die Sterilisierbarkeit von Befestigungsklebstoffen untersucht worden. Aus einer größeren Vorauswahl von Klebstoffen sind dabei drei Kandidaten dahingehend untersucht worden, ob sie geeignet sind, Dehnungsmessstreifen auf Edelstahlsubstraten zu befestigen, welche mittels feuchter Hitze sterilisiert werden. Die beiden untersuchten Klebstoffe von der Firma *Loctite* haben in der Empfindlichkeit keine Tendenz in der Verschlechterung der Empfindlichkeit des DMS gebracht und sind von diesem Aspekt aus geeignet. Wird jedoch die Haftung des Klebstoffes nach den durchgeführten Sterilisationszyklen betrachtet, so zeigt sich, dass nur ein Klebstoff geeignet ist, die hier eingesetzten Dehnungsmessstreifen sicher zu befestigen. Dies ist mit dem Klebstoff – *Loctite M-21HP* möglich. Daher ist dieser Klebstoff auch für die weiteren Versuche und in den im nächsten Kapitel vorgestellten Anwendungen verwendet worden.

5.3.2 Halbleiter-DMS

In Abschnitt 5.2.2.1 ist gezeigt worden, dass bei den Halbleiter-DMS sich die Simulation des Grundwiderstandes sehr gut mit den Messungen an den hergestellten Widerständen deckt. Wie aus Abbildung 5.13 hervorgeht, liegen die gemessenen Widerstände der Dehnungssensoren alle mittig innerhalb der berechneten Bandbreite der simulierten Widerstandswerte. Dies zeigt, dass zum einen die Spezifikationen des Grundmaterials eingehalten worden sind und zum anderen bei den gefertigten Sensoren keine große Abweichung von den Sollmaßen besteht. Die Streuung der Messwerte wird hauptsächlich durch Toleranzen in der Dicke der *device layer* des Wafers bestimmt. Diese weicht bis zu 10 % von der Nenndicke über unterschiedliche Stellen auf dem Wafer ab. Dies zeigt sich in Newton-Ringen auf dem Wafer, die die Unterschiede in der Dicke widerspiegeln, und ist durch Messwerte der Schichtdicke vom Hersteller dokumentiert.

Für den k -Faktor ist mit $k_{\text{gemessen}} = 23,9$ ein sehr niedriger Wert bestimmt worden. Hier wäre die Erwartung höher gewesen. Ein Grund hierfür liegt in der Berechnung des k -Faktors, die sich auf einen Biegebalken mit konstantem Querschnitt stützt und davon ausgeht, dass der Dehnungssensor die Biegung des Balkens nicht beeinflusst und an ihn die auf der Oberfläche des Balkens herrschende Dehnung vollständig übertragen wird. Mit Hilfe der in Ab-

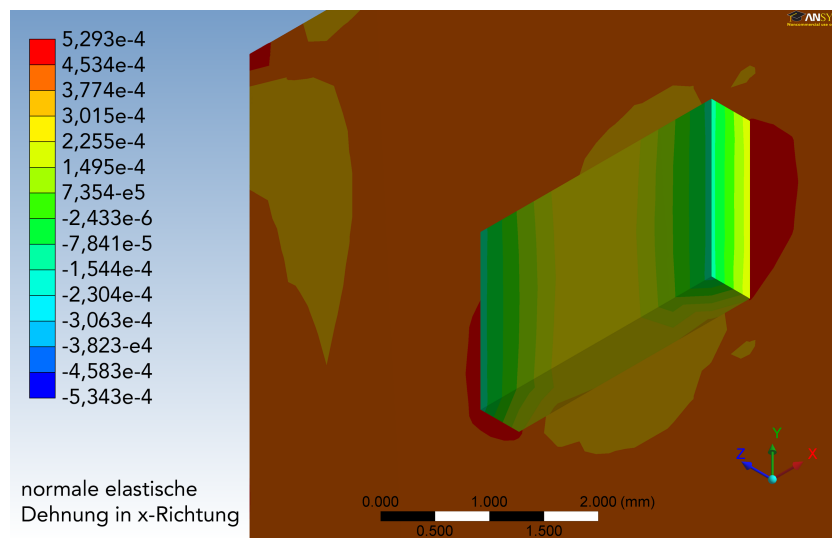


Abbildung 5.18: Normale elastische Dehnung in Richtung der x-Achse beim Biegeversuch mit auf-geklebtem piezoresistiven DMS.

schnitt 4.2.2.1 bestimmten Koeffizienten des Elastizitätstensors für Silizium und aus dem Datenblatt entnommenen Elastizitätsmodul für den Stahl des Biegebalkens ist eine FEM-Simulation der Biegung vorgenommen worden. Biegebalken und DMS sind analog zu den bei der Charakterisierung in Abschnitt 5.2.2.2 beschriebenen Abmessungen und Positionen aufgebaut worden. Als Randbedingung ist das eine Ende des Biegebalkens fest eingespannt worden. Das andere Ende des Biegebalkens wurde mit einer Auslenkung von $w_{\text{max}} = 1 \text{ mm}$

beaufschlagt. Das Ergebnis der Dehnung zeigt Abbildung 5.18. Für diese Auslenkung ergibt sich an der Position des DMS-Messgitters eine Dehnung $\varepsilon_{theor.} = 0,066\%$. In der Mitte des Chips, wo das Messgitter sitzt, liegt in der Simulation jedoch lediglich eine Dehnung von $\varepsilon_{sim.} = 0,0225\%$ vor, was lediglich ein Drittel des berechneten Wertes ist. Somit ist es erforderlich, den *k-Faktor* der piezoresistiven DMS neu zu bewerten. Dadurch ergibt sich ein tatsächlicher *k-Faktor* von $\tilde{k} = 23,9 \cdot \frac{0,066}{0,0225} = 70,1$. Dieser Wert entspricht auch dem erwarteten Wert für einen piezoresistiven Sensor. Darüber hinaus kann ein zusätzlicher Messfehler durch den Klebstoff entstanden sein, der im Vergleich zu Stahl und Silizium einen sehr niedrigen Elastizitätsmodul hat, was zu Scherkräften innerhalb der Klebstoffschicht führen kann und einen zusätzlichen Verlust von Dehnung bedeutet. Dies wird hier aber nicht näher betrachtet, da der genaue Wert des *k – Faktors* nicht unbedingt bekannt sein muss. Die gesuchte Messgröße kann vielmehr durch Kalibration des Sensors gefunden werden, wodurch systematische Messfehler und Dehnungsverluste kompensiert werden.

Wie erwartet, zeigen auch die Dehnungsmesstreifen aus Silizium einen linearen Anstieg des Widerstandes mit der Temperatur. Der gemessene Wert von $a_{DMS} = 3,59 \cdot 10^{-3} K^{-1}$ liegt dabei im Bereich des Wertes von Metallen. Interessant ist auch die Tatsache, dass es keinen merklichen Unterschied in der Temperatur-Widerstands-Kennlinie zwischen einem nicht aufgeklebten und auf einen Edelstahlbalken aufgeklebten Sensor gibt. Diese Tatsache macht es möglich, die Sensoren vor Einsatz in die Applikation bereits zu vermessen. Dies kann dann aufgrund der sehr geringen Wärmekapazität sehr schnell geschehen.

Weiter konnte gezeigt werden, dass die hergestellten Kontakte aus Aluminium ein Ohm'sches Verhalten zeigen, ohne dass der Bereich der Kontaktfläche zusätzlich dotiert worden ist. Der Kontaktwiderstand ist mit 4Ω im Vergleich zum Gesamtwiderstand sehr gering und liegt für beide Kontakte zusammen im unteren einstelligen Prozentbereich des Gesamtwiderstandes. Daher ist es eine gute Möglichkeit, den Kontakt ohne zusätzliche Dotierung herzustellen und dennoch eine gute Ausprägung des piezoresistiven Effektes bei der Grunddotierung des verwendeten Materials zu haben.

6 Anwendungen

Mit den hier beschriebenen metallischen Sensorfolien wurden drei Anwendungen realisiert, die in den folgenden Abschnitten beschrieben werden. Die erste Anwendung verwendet die Dehnungsmessung nicht primär zur Kraftmessung: Hier soll vielmehr die Verbiegung eines langen Frälerschaftes durch Messungen von Dehnungen auf der Oberfläche berechnet werden. Andererseits kann daraus ohne großen Aufwand auch eine Kraftmessung abgeleitet werden. In zwei weiteren Anwendungen werden zwei Kraftsensoren mit einer unterschiedlichen Anzahl von Freiheitsgraden vorgestellt. Abschließend wird eine modular aufgebaute Auswertungs Elektronik vorgestellt, mit deren Hilfe die Sensoren aller hier vorgestellten Anwendungen ausgewertet, digitalisiert und kabelgebunden oder drahtlos an einen PC weitergegeben werden können.

6.1 Positionskorrektur beim automatisierten Fräsen von Knochenzement

Wie bereits in Abschnitt 2.3.1 erwähnt wurde, ist die Haltbarkeit von Hüftendoprothesen begrenzt. Zwar bieten Hüftprothesen, die mittels Knochenzement aus PMMA im Femur fixiert sind, eine exzellente Langzeitstabilität [MBR⁺07] und eine schnelle Mobilisierung des Patienten nach dem Einsetzen der Endoprothese. Aber dennoch kann eine Revisionsoperation notwendig werden, in der eine neue Hüftgelenksprothese eingesetzt werden muss. Dies ist meistens nach einer Lockerung des Implantats im Knochenzementköcher erforderlich. Letzterer muss also während der Operation vor Einsetzen eines neuen Implantats entfernt werden. Dabei ist es wichtig, dass der Knochenzement vollständig entfernt wird ohne zu viel Knochensubstanz mit zu entfernen. Beide Faktoren führen zu einer erhöhten Morbidität der Patienten oder zum frühzeitigen Versagen der Prothese bzw. zum Bruch des Knochens [DDM⁺87].

Eine Möglichkeit der Zemententfernung bietet das Fräsen. Dabei wird ein Fräswerkzeug mit einem langen Schaft in den Knochen eingeführt. Mit diesem Fräswerkzeug wird dann der Knochenzement entfernt. Ein solches Werkzeug ist in Abbildung 6.1 zu sehen. Der als *Rigid Body* bezeichnete Teil bietet die Möglichkeit der navigierten Knochenzemententfernung. Bei dieser Technik wird das Problem der fehlenden Sicht innerhalb des engen Kanals im Knochen umgangen: Durch mehrere Röntgenaufnahmen aus verschiedenen Winkeln

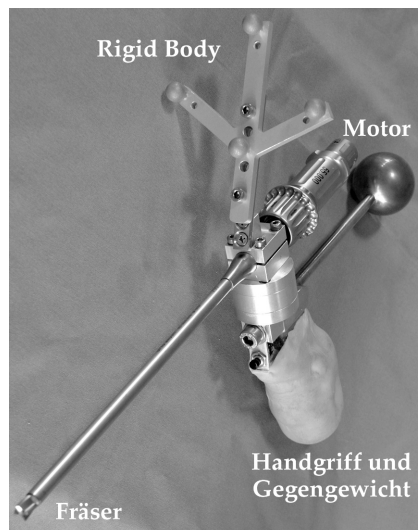


Abbildung 6.1: Labormuster eines Fräswerkzeuges zur navigierten Entfernung von Knochenzement bei der Revisionshüftendoprothetik.

kann die Form des Knochenzementköchers komplett bestimmt werden [AKG⁺07, FOS⁺05]. Der *Rigid-Body* hat in definierten Positionen Reflektoren, die über ein Stereokamerasystem erfasst werden. So kann die Position des Fräswerkzeuges bezüglich Translation und Rotation in einem Koordinatensystem der Stereokamera erfasst werden. Über einen zweiten Rigid-Body, welcher am Oberschenkelknochen des Patienten fixiert wird, kann die Lage von Fräswerkzeug und Knochenzement korreliert werden. Somit kann der Operateur am Bildschirm die Position seines Fräswerkzeuges innerhalb des Knochens sehen und dort seine Arbeit verifizieren und so sicherstellen, dass der Knochenzement vollständig entfernt, aber der Knochen nicht unnötig ausgefräst wird. Auch eine vollautomatische Lösung mittels eines Fräsroboters ist möglich [FSL⁺04]. Wie allerdings beim Fräswerkzeug in Abbildung 6.1 zu sehen ist, befindet sich der *Rigid Body* sehr weit entfernt vom Fräswerkzeug. Dies ist notwendig, da die Kameras eine dauerhafte Sichtverbindung zu den Reflektoren benötigen und die Reflektoren somit außerhalb des Körpers sein müssen. Die Position des Fräswerkzeuges wird dann über einen Offset-Vektor zwischen dem Mittelpunkt des Rigid-Body und dem Mittelpunkt des Fräswerkzeuges (TCP, *Tool Center Point*) berechnet. Dieser statische Offset-Vektor berücksichtigt jedoch keine Verformungen des Fräserschaftes, welche durch Fräskräfte auftreten können. So kann unter Belastung eine falsche Werkzeugposition berechnet werden, was wiederum zu unvollständiger Knochenzemententfernung oder zu unnötigem Knochenabtrag führen kann. Um dies zu berücksichtigen, wurde ein Fräserschaft mit Dehnungssensoren ausgestattet, um so die Verbiegung zu berechnen.

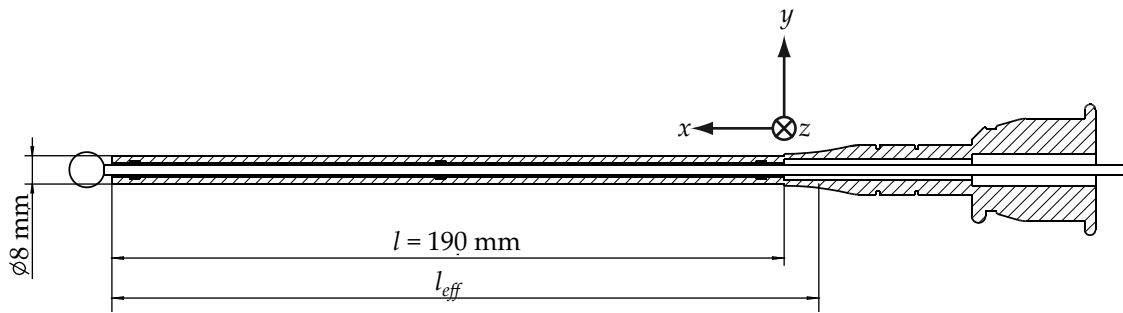


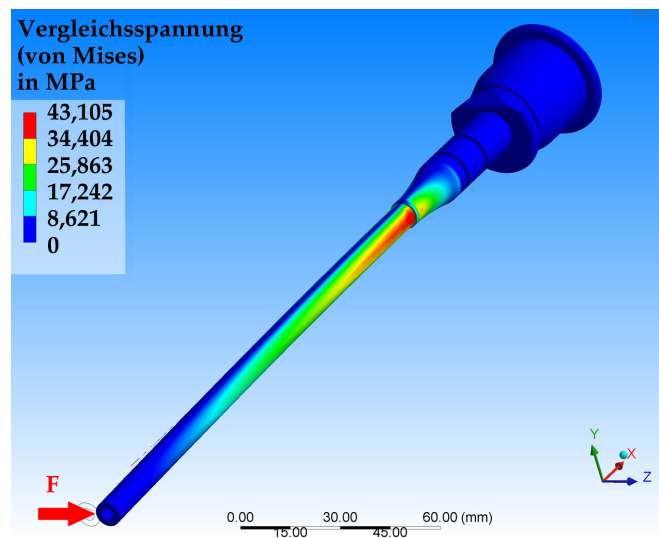
Abbildung 6.2: Aufbau und relevante Abmessungen des verwendeten Fräferschaftes im Querschnitt.

6.1.1 Modellbildung

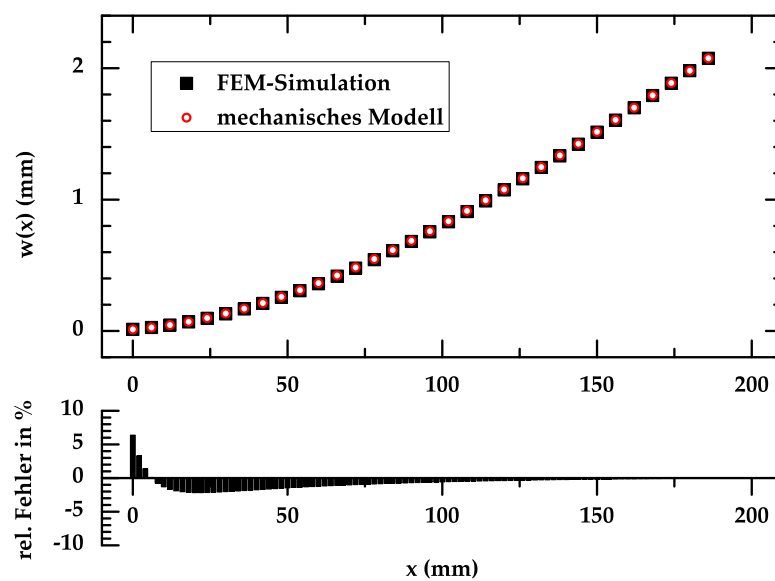
Abbildung 6.2 zeigt den Querschnitt durch einen zur Knochenzemententfernung verwendeten Fräferschaft. Das äußere Rohr dient zur Lagerung des Fräswerkzeuges und zur Zuführung von Spülmedium. Über die Länge verteilt befinden sich drei Gleitlagerbuchsen. Das eigentliche Fräswerkzeug besteht aus einem Fräskopf mit einer Welle zur Kraftübertragung vom Motor. Diese Welle wird einfach in das äußere Rohr eingeschoben und am Motor mit einer Kupplung fixiert. Durch diese Konstruktion erfährt das Rohr nur reine Biegebelastungen. Torsions- und Zug- beziehungsweise Druckbelastungen werden nur durch die innenliegende Welle des Fräswerkzeuges aufgenommen, aber aufgrund der Lagerung nicht nach außen übertragen. Daher kann das Rohr des Fräferschaftes als Biegebalken mit einer festen Einspannung am Ende aufgefasst werden. Für die weiteren Betrachtungen soll nur die Biegung am zylindrischen Teil des Fräferschaftes betrachtet werden. Daher wird auch das Koordinatensystem so gewählt, dass die Abszisse $x = 0$ dort festgelegt wird, wo der zylindrische Teil des Fräferschaftes beginnt, und in Richtung der Spitze zum Fräswerkzeug positiv gezählt. Dies ist auch in Abbildung 6.2 zu sehen. Die Biegelinie eines so definierten Balkens ist analog zu der in Gleichung 5.2 vorgestellten Biegelinie :

$$w(x) = \frac{1}{2}w_{max} \left[3 \left(\frac{x}{l} \right)^2 - \left(\frac{x}{l} \right)^3 \right] \quad (6.1)$$

Zur Verifikation dieses Modells wurde die Verteilung der Dehnung unter Biegung mittels eines FEM-Modells in Ansys Workbench simuliert. Das Ergebnis dieser Simulation ist in Abbildung 6.3a dargestellt. Man sieht eine lineare Zunahme der Spannung über den Fräferschaft in Richtung der Kupplung, welche sich am oberen Bildrand befindet, wie es zu erwarten war. Darüber hinaus wird aber deutlich, dass ein Teil der Biegespannung von dem sich verdickenden Teil des Fräferschaftes aufgenommen wird. Vergleicht man das Modell mit der sich aus Gleichung 6.1 ergebenden Biegelinie, so stellt man fest, dass es dort merkliche Abweichungen gibt, wenn man als Länge den Teil des die Länge des zylindrischen Teils



(a) FEM-Simulation



(b) Biegelinie aus FEM-Modell und Biegebalkenmodell

Abbildung 6.3: FEM-Simulation der mechanischen Spannung im Fräserschaft unter Einwirkung einer externen Kraft F , welche eine Biegung hervorruft und die daraus resultierende Biegelinie.

des Fräserschaftes annimmt. Um den Einfluss des dicker werdenden Teils mitzubestimmen, wird deshalb die in Abbildung 6.2 dargestellte effektive Länge l_{eff} eingeführt, mit der die Biegelinie korrigiert wird:

$$w(x) = \frac{1}{2}w_{max} \left[3 \left(\frac{x + (l_{eff} - l)}{l_{eff}} \right)^2 - \left(\frac{x + (l_{eff} - l)}{l_{eff}} \right)^3 \right] \quad (6.2)$$

Abbildung 6.3b zeigt, dass die Abweichung der Biegelinie für eine Länge von $l_{eff} = 200,8 \text{ mm}$ mit sehr guter Genauigkeit wiedergegeben werden kann. Daher ist dieser Wert für die weiteren Berechnungen verwendet worden.

Soll die Biegung eines solchen Stabes mittels Dehnungsmessstreifen ermittelt werden, so ergeben sich mehrere Möglichkeiten, eine hohe Empfindlichkeit zu erhalten, wenn die Dehnungsmessstreifen auf dem zylindrischen Teil des Fräserschaftes platziert werden:

- Verwendung von Dehnungsmessstreifen mit hohem k-Faktor
- Platzierung der Dehnungsmessstreifen auf dem Fräserschaft möglichst nah am Ort $x = 0$, da dort die größte Dehnung auftritt
- Verwendung von zwei Dehnungsmessstreifen in einer Wheatstone'schen Halbbrücke gegenüberliegend auf dem Umfang verteilt, um mit je einem DMS Dehnung bzw. Stauchung zu messen

Während der erste Punkt sich auf die Gestaltung beziehungsweise Auswahl der DMS selber bezieht, dienen die letzten beiden Punkte dazu, eine möglichst optimale Platzierung der DMS auf dem Fräserschaft zu erreichen.

Wendet man diese Forderungen auf das vorgestellte Biegebalkenmodell an, so ergibt sich ein Biegebalken mit jeweils einem Dehnungsmessstreifen auf der Ober- und Unterseite an der Position x_G . Dabei sollte x_G möglichst nahe an Null gewählt werden. Aus Gleichung 6.2 kann wieder die Dehnung nach Gleichung 5.5 berechnet werden:

$$\varepsilon(x) = -\frac{3}{2} \frac{w_{max}}{l_{eff}^3} (l - x) \quad (6.3)$$

Die Dehnungsmessstreifen werden dabei in einer Wheatstone'schen Halbbrücke verschaltet, so wie es in Abbildung 6.4 dargestellt ist. Die Halbbrücke wird durch zwei passive Dehnungsmessstreifen vervollständigt. Unter Verwendung der Definition des k-Faktors und Gleichung 6.3 ergibt sich für die Ausgangsspannung $U_{Br}(\varepsilon)$ in Abhängigkeit der Dehnung folgende Beziehung:

$$U_{Br} = \frac{1}{2}U_0 \cdot k \cdot \varepsilon = \frac{3}{4} \frac{k \cdot h \cdot U_0}{l_{eff}^3} \cdot x \cdot w_{max} \quad (6.4)$$

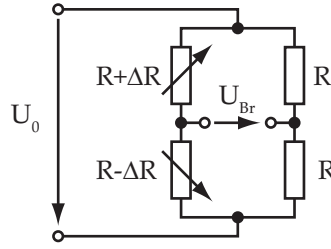


Abbildung 6.4: Ersatzschaltbild der Verschaltung der verwendeten Dehnungsmessstreifen als Wheatstone'sche Brücke

Da die Verformung des Fräserschaftes sowohl in x -Richtung als auch in y -Richtung erfolgen kann, wird jeweils eine Halbbrücke mit Dehnungsmessstreifen für die Messung der elastischen Verformung in den beiden Richtungen verwendet. Das mechanische Modell ist aufgrund der Rotationssymmetrie des zylindrischen Schaftes für die beiden Ebenen getrennt nutzbar. Die gesamte Verformung kann dann durch Superposition der einzelnen Verformungen ermittelt werden. Mathematisch lässt sich der Zusammenhang zwischen den Verformungen und den gemessenen Brückenspannungen wie folgt beschreiben:

$$\mathbf{S} \cdot \mathbf{w} = \mathbf{U}_{Br}$$

$$\begin{pmatrix} s_{yy} & s_{yz} \\ s_{zy} & s_{zz} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} w_y \\ w_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} U_{Br,y} \\ U_{Br,z} \end{pmatrix} \quad (6.5)$$

Die Koeffizienten s_{yy} und s_{zz} geben die Hauptempfindlichkeit der Brücke in der jeweiligen Richtung an, wohingegen die beiden anderen Koeffizienten die Querempfindlichkeit in der orthogonalen Richtung angeben. Diese sollten idealerweise Null sein. Eine Berechnung der Verbiegung aus der gemessenen Brückenspannung ist ebenfalls möglich:

$$\mathbf{U}_{Br} = \mathbf{S}^{-1} \cdot \mathbf{w} \quad (6.6)$$

6.1.2 Sensorintegration am Fräserschaft

Zur Verifikation des aufgestellten Modells und zur Bestimmung der Koeffizienten der Empfindlichkeitsmatrix $\mathbf{S}$ ist ein Fräserschaft mit einer Dehnungsmessstreifenfolie ausgestattet worden. Die verwendete Sensorfolie mit den Dehnungsmessstreifen ist in Abbildung 6.5 dargestellt. An den beiden Kontaktflächen U_{0+} und U_{0-} wird die Versorgungsspannung für die beiden Halbbrücken angeschlossen. Die beiden Kontakte U_{My} und U_{Mz} sind die Abgriffe zur Messung der Brückenspannung für die jeweilige Verformung in y -Richtung und z -Richtung. Die Folie ist mittels des Klebstoffs Panacol Cyanolit[®] auf dem Fräserschaft befestigt worden. Auf den Kontaktflächen sind Kupferlackdrähte mittels Mikrospaltschweißen befestigt und die Kontaktstellen mit Delo-Monopox[®] MG063 abgedeckt worden. Eine zweite Folie ist ebenfalls mit Kupferlackdrähten kontaktiert worden. Sie hat dazu gedient, die

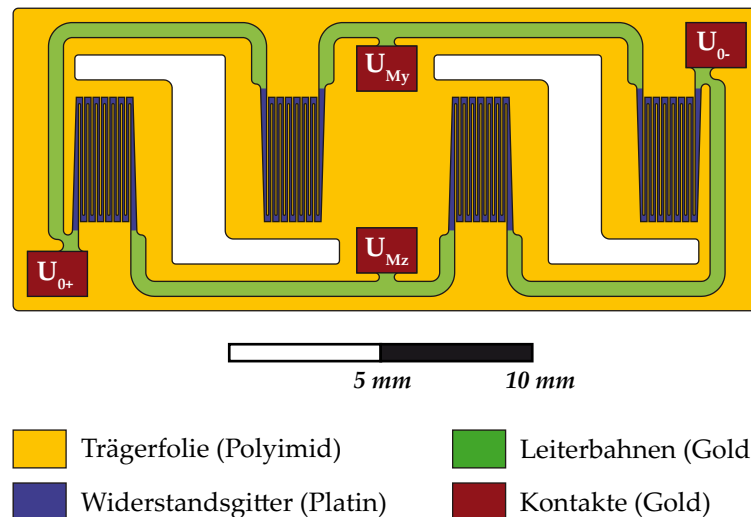


Abbildung 6.5: Skizze der verwendeten DMS-Folie zur Messung der elastischen Verformung des Frälerschaftes. Die Dehnungsmessstreifen sind in zwei Wheatstone'schen Halbbrücken verschaltet, um die Verbiegung in y - und z -Richtung zu messen

beiden Halbbrücken zu vervollständigen und ist nicht aufgeklebt worden. Zur Bestimmung der Empfindlichkeit ist der in Abschnitt 5.1.1.2 bereits beschriebene Biegemessplatz benutzt worden. Dabei ist eine zusätzliche Klemmvorrichtung zur Aufnahme des Frälerschaftes eingesetzt worden. Die beiden Sensorfolien sind über ein Labornetzgerät Agilent E3646 mit einer Spannung von $U_0 = 2 \text{ V}$ versorgt worden. Die beiden Brückenspannungen sind über ein Spannungsmessgerät Keithley 2700 gemessen worden. Die Brückenspannungen beider Brücken sind dabei jeweils für eine Auslenkung des Frälerschaftes in y - und z -Richtung gemessen worden. Das Ergebnis dieses Biegeversuchs zeigt der Graph in Abbildung 6.6. Wie erwartet zeigt sich eine lineare Abhängigkeit zwischen Auslenkung und Ausgangsspannung der Messbrücken sowie eine sehr geringe Querempfindlichkeit. Aus diesen Daten lassen sich mittels linearer Regression die Koeffizienten der Empfindlichkeitsmatrix S berechnen. Die Ergebnisse davon sind in Tabelle 6.1 dargestellt. Daneben finden sich dort

Tabelle 6.1: Berechnete und gemessene Empfindlichkeitsfaktoren

Empfindlichkeitsfaktor	Werte der Empfindlichkeitsfaktoren	
	bei $U_0 = 2 \text{ V}$ in V/m	
	gemessen	berechnet
s_{yy}	1,23	1,12
s_{yz}	-0,035	0
s_{zy}	0,021	0
s_{zz}	1,21	1,12

ebenfalls die berechneten Koeffizienten unter Verwendung von Gleichung 6.4. Als Höhe

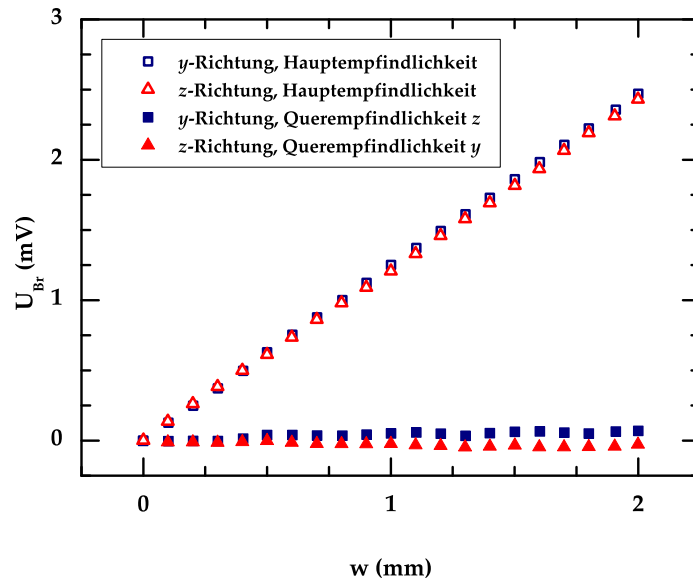


Abbildung 6.6: Spannung der beiden Dehnungsmessstreifenbrücken am Fräserschaft in Abhängigkeit der Auslenkung der Fräterspitze

des Balkens wird der Durchmesser des Fräserschaftes mit $d = 8 \text{ mm}$ gewählt. Die Folienbreite beträgt 10 mm , woraus sich ergibt, dass der Mittelpunkt der Messgitter der vier Dehnungsmessstreifen bei $x_G = 5 \text{ mm}$ liegt, wenn die Folie direkt bündig an den Anfang des zylindrischen Teils des Schaftes angebracht wird. Die Hauptempfindlichkeiten berechnen sich dabei durch:

$$s_{yy} = s_{zz} = \frac{3 k \cdot d \cdot U_0}{4 l_{eff}^3} \cdot x_G \quad (6.7)$$

6.1.3 Diskussion der Ergebnisse

Es ist ersichtlich, dass die berechneten Koeffizienten in guter Übereinstimmung mit der Messung liegt. Ebenfalls ist ersichtlich, dass mit diesen Koeffizienten die Verbiegung aus der Brückenspannung zurückgerechnet werden kann. Die Matrix s ist regulär, da $\det(S) \neq 0$. Mit den gemessenen Koeffizienten aus Tabelle 6.1 ergibt sich somit:

$$\begin{pmatrix} w_y \\ w_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0,8126 & 0,0235 \\ -0,0141 & 0,826 \end{pmatrix} \frac{\text{mm}}{\text{mV}} \cdot \begin{pmatrix} U_{Br,y} \\ U_{Br,z} \end{pmatrix} \quad (6.8)$$

Aus dieser Gleichung kann somit mit den gemessenen Brückenspannungen die elastische Verformung de Fräserschaftes gemessen werden. Voraussetzung dafür ist, dass es am Frä-

erschaft keine weiteren Auflager gibt, da dann das zugrunde liegende mechanische Biegebalkenmodell sein Gültigkeit verliert. Weitere Auflager können zustande kommen, wenn der Fräseerschaft am Knochen aufliegt und sich somit die freie Balkenlänge verkürzt. Durch den Einsatz zusätzlicher Sensoren könnte dies erkannt werden. Dabei wäre es nötig, weitere Sensorfolien an anderen Positionen auf dem Fräseerschaft zu positionieren. Mit diesen Sensoren kann dann die Gültigkeit des mechanischen Modells kontrolliert werden, indem überprüft wird, ob alle Sensorfolien die gleiche Auslenkung berechnen. Es muss ein linearer Zusammenhang zwischen der Position $x_{G,n}$ und der Brückenspannung des Sensors bestehen. Ist dies nicht der Fall, so kann auf diese Weise erkannt werden, dass es ein zusätzliches Auflager am Fräseerschaft gibt. Dies kann dem Bediener dann angezeigt werden.

6.2 Sensorclip zur Kraftmessung

Die zweite realisierte Anwendung ist eine Vorrichtung zur Messung von Kräften an Instrumenten in einer Raumrichtung. Viele der hier vorgestellten Beispiele aus der Literatur in Abschnitt 2.3 zeigen, dass oft nur die Messung einer Kraft in einer Raumrichtung benötigt wird. In solchen Fällen ist ein aufwändiger, universeller Kraftsensor, der Kräfte und Momente in allen Raumrichtungen bestimmen kann, zu teuer. Weiterhin benötigt ein solcher Sensor einen größeren Bauraum. Darüber hinaus kann es wünschenswert sein, Kräfte an unterschiedlichen Instrumenten zu messen. Um nun nicht immer ein neues spezielles Werkzeug einer dedizierten Kraftmesseinrichtung zu bauen, ist mit dem im folgenden Abschnitt vorgestellten Sensorclip die Idee verfolgt worden, eine universell einsetzbare Kraftmeseinrichtung zu bauen, die einfach an verschiedene Instrumente montiert werden kann und nach Benutzung durch Reinigung und Sterilisation wieder verwendet werden kann. Eine typische Applikation des Sensorclips ist beispielsweise die Messung von Spannungen in Bändern beim Einsatz von Gelenkprothesen, wie in Abschnitt 2.3.2 beschrieben. Ebenso ist ein Einsatz an laparoskopischen Instrumenten vorstellbar. Der adaptierbare Sensorclip bietet den Vorteil, dass nicht für jedes Instrument ein eigener Sensor entwickelt und in einer Klinik vorgehalten werden muss. Es können mit einem Sensortypen und einer Auswertungseinheit mehrere verschiedene Instrumente bei Bedarf ausgestattet werden.

An den Sensorclip sind bei der Entwicklung folgende Anforderungen gestellt worden:

- Einfaches Befestigen am und Lösen vom Instrument
- geringe Temperaturempfindlichkeit
- kleine Baugröße

Mit diesen Anforderungen ist der im folgende beschriebene Sensorclip entwickelt worden. Wie der Name schon impliziert, kann er ohne Werkzeuge einfach in einer dafür vorgesehenen Aufnahme befestigt werden und misst Kräfte entlang einer Achse.

6.2.1 Mechanischer Aufbau

Der Sensorclip besteht aus zwei mechanischen Komponenten: der Halterung am Instrument und dem elastischen Federkörper, auf dem die Dehnungsmessstreifen angebracht werden. Die beiden Komponenten werden jetzt in den folgenden beiden Abschnitten beschrieben.

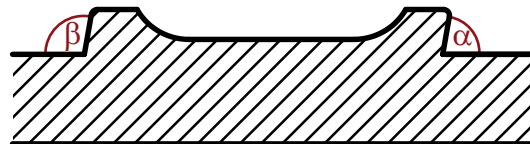
6.2.1.1 Halterung

Die Halterung erfüllt die Aufgabe, den Federkörper am Instrument zu befestigen und die Dehnung vom Instrument auf den elastischen Federkörper zu übertragen. Dies bedeutet, dass der Sensorclip fest und spielfrei mit der Halterung verbunden sein muss. Auf der anderen Seite soll der elastische Federkörper einfach montierbar und demontierbar sein. Diese beiden Forderungen werden dadurch erreicht, dass der Federkörper beim Montieren vorgespannt wird. Dies wird durch das Profil der Befestigung erreicht, welches in Abbildung 6.7a dargestellt ist. Der elastische Federkörper besitzt ein dazu negatives Profil, bis auf den Unterschied, dass die Vertiefung in der Mitte des Profils nicht abgebildet wird. Sie dient dazu, dass der Federkörper sich in diesem Bereich frei bewegen kann, da hierüber die elastischen Elemente am Federkörper sitzen. Dies ist auch in Abbildung 6.7b zu sehen: der Sensorclip liegt lediglich auf den äußeren, erhöhten Bereichen auf. Hier sieht man außerdem, dass die äußeren Flanken zwei verschiedene Winkel α und β haben. Dadurch wird das Spannen des elastischen Federkörpers auf der Halterung bei der Montage ermöglicht. Der Federkörper wird bei der Montage zunächst auf die rechte Seite gesetzt und dort eingehängt. Dadurch, dass der Winkel $\alpha = 80^\circ$ ist, zieht sich der elastische Federkörper auf dieser Seite von selber fest. Auf der anderen Seite wird der Federkörper dann aufgesetzt und anschließend über einen Spannhebel fixiert. Der gesamte mechanische Aufbau ist in Abbildung 6.7c zu sehen. Der Spannhebel greift in eine Nut am Federkörper und verriegelt diesen durch eine Vierteldrehung – die Abbildung zeigt den gespannten Zustand. Der Spannhebel ist unten angeschrägt, so dass beim Umlegen der Sensorkörper nach unten gedrückt wird. Dadurch, dass der Winkel $\beta = 100^\circ$ ist, gleitet der Federkörper über die Schräge und wird so leicht vorgespannt. Durch die Vorspannung wird erreicht, dass der Federkörper schon ohne Belastung fest mit der Halterung verbunden ist, und es wird so sichergestellt, dass sich kein Totbereich beim Messen ergibt.

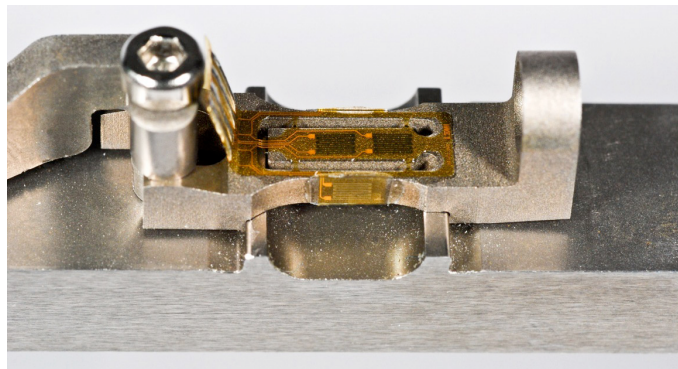
6.2.1.2 Elastischer Federkörper

Der elastische Federkörper dient zur Befestigung der Dehnungsmessstreifen, welche sich auf einer eigens dafür hergestellten Sensorfolie befinden. Der Aufbau der Sensorfolie wird im folgenden Abschnitt beschrieben. In Abbildung 6.8a sieht man das CAD-Modell des Sensorclips und die einzelnen Funktionselemente. Da eine Wheatstone'sche Vollbrücke eine sehr gute Kompensation von Temperatureffekten bietet, ist auf dem Sensorclip Platz für

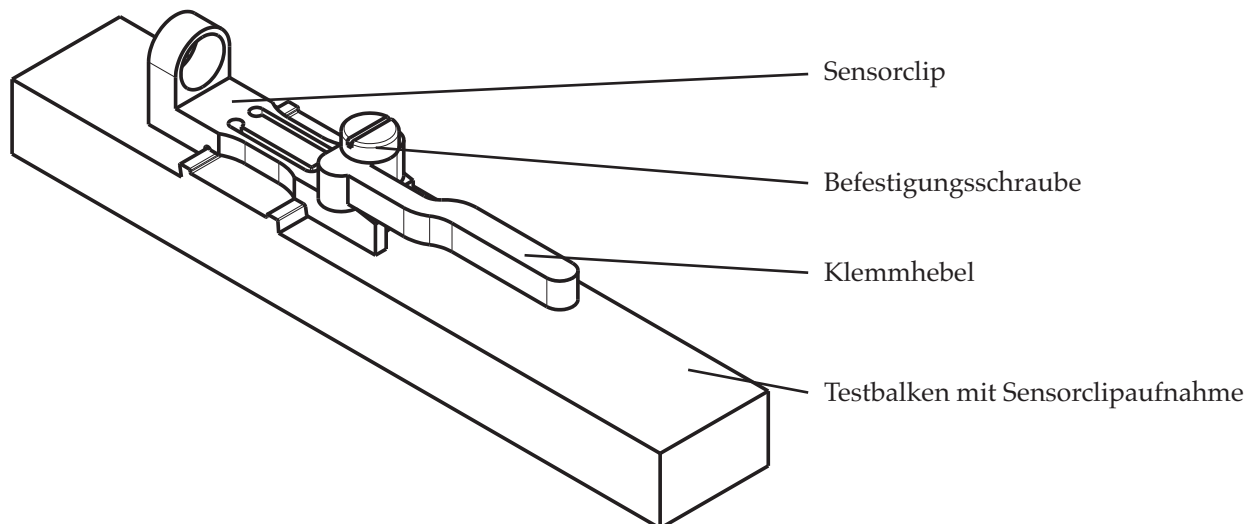
vier Dehnmessstreifen vorgesehen worden. Da die beiden Stege zur Dehnungsmessung nur auf Zugspannung und nicht auf Biegung belastet werden, ist es innerhalb der Brücke nur möglich, zwei aktive Dehnmessstreifen zu betreiben. Die anderen beiden Dehnmessstreifen sind daher passiv – d.h. sie werden nicht gedehnt und müssen daher auf einer Fläche liegen, welche keine Dehnung erfährt. Diese Fläche ist in Abbildung 6.8c grün markiert. Durch die nur einseitige Befestigung am Sensorclip wird dieser Balken nicht gedehnt. Er liegt auch nicht auf der Halterung auf. Rosa sind die beiden Stege markiert, auf deren Außenseiten die aktiven Dehnmessstreifen platziert werden. Sie haben



(a) Profil der Halterung

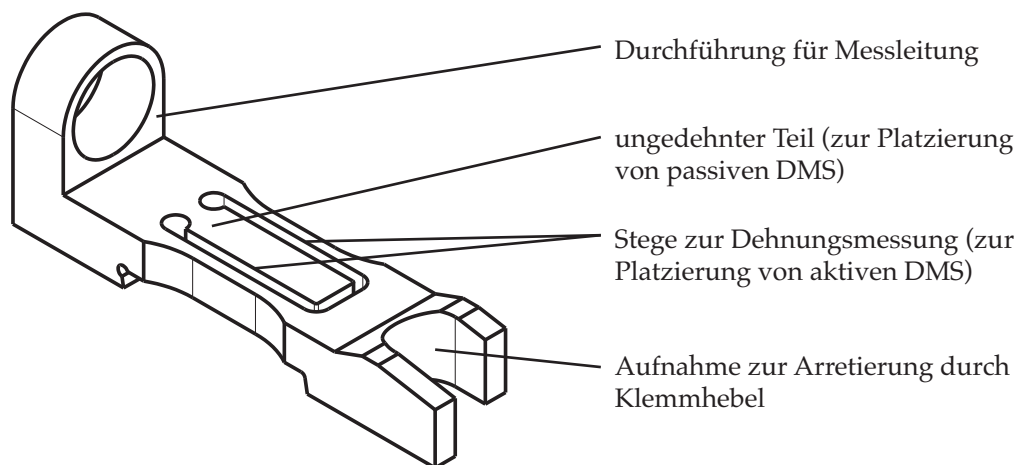


(b) Elastischer Federkörper auf Halterung

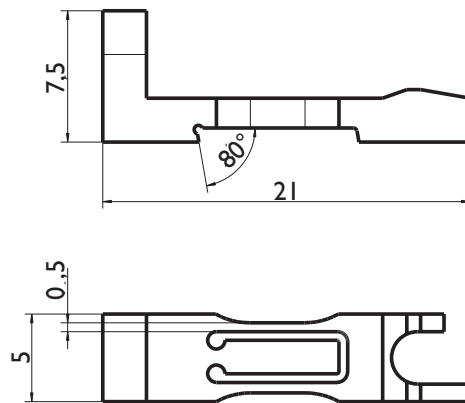


(c) CAD-Modell der mechanischen Teile des Sensorclips

Abbildung 6.7: Elastischer Federkörper auf der Sensorcliphalterung, welche an einem Testbalken angebracht ist, und Profil der Halterung.



(a) Funktionselemente des elastischen Federkörpers



(b) Abmaße des elastischen Federkörpers

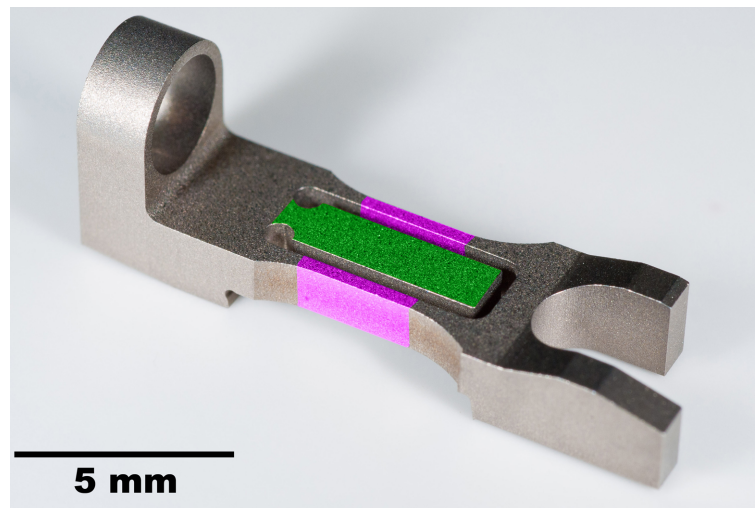


Abbildung 6.8: CAD-Zeichnung des Sensorclips

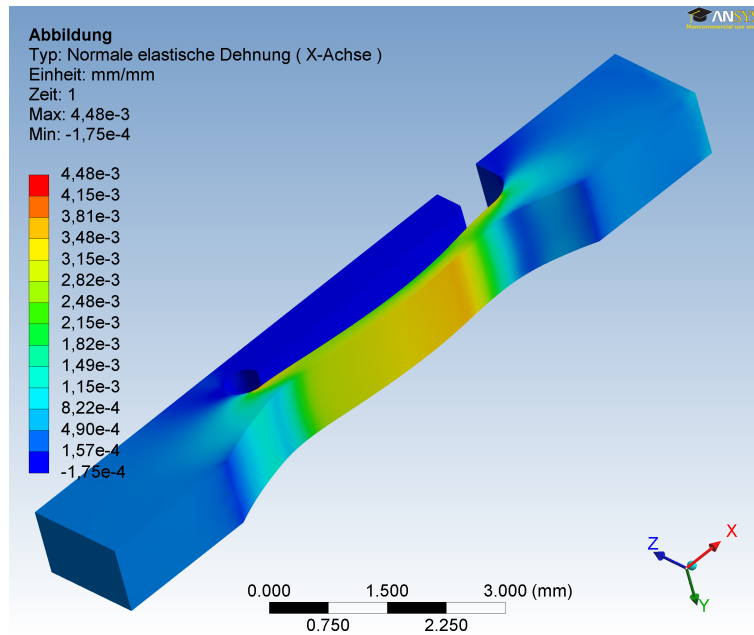


Abbildung 6.9: FEM-Simulation der Dehnungsverteilung im elastischen Federkörper des Sensorclips.

einen geringen Querschnitt, so dass hier die meiste Dehnung am Sensorclip auftritt. Die Geometrie des Sensorclips ist mittels FEM-Simulation optimiert worden. Hier ist in verschiedenen Iterationen die Geometrie um die Dehnungsbalken so verändert worden, dass sich auf den beiden Dehnungsbalken eine möglichst homogene Dehnungsverteilung ergibt. In Abbildung 6.9 sieht man das Ergebnis der FEM-Simulation eines vereinfachten Modells. Aus Symmetriegründen ist nur die Hälfte des Sensorclips berechnet worden. Die Knoten auf der Symmetrieebene wurden daher in ihren Freiheitsgraden so eingeschränkt, dass eine Bewegung nur in der Symmetrieebene zulässig ist. Als erste Randbedingung ist die untere Stirnfläche des Sensorclips komplett festgesetzt. Als zweite Randbedingung ist auf die gegenüberliegende Stirnfläche eine Verschiebung in x-Richtung aufgebracht. In Abbildung 6.9 sieht man die Verteilung der normalen Dehnungen in x-Richtung. Dort sind zwei wichtige Ergebnisse abzulesen: Zum einen sieht man, dass in den Dehnungsbalken die größten Dehnungen auftreten, so wie es auch vorgesehen ist. Die Dehnungsverteilung ist hier gleichmäßig und dort am höchsten, wo die Dehnungsmessstreifen appliziert werden. Dadurch wird eine gute Empfindlichkeit erreicht. Zum Zweiten sieht man, dass der Bereich, wo die beiden passiven Dehnungsmessstreifen platziert werden, nicht gedehnt wird.

Nach der Geometrieoptimierung ist der Federkörper aus der Titan-Legierung *TiAl6V4* durch Drahterodieren hergestellt worden. Diese Legierung besitzt neben einer hervorragenden Biokompatibilität auch eine sehr gute Korrosionsbeständigkeit. Außerdem sind die mechanischen Eigenschaften für die Anwendung günstig. Der relativ niedrige Elastizitätsmodul von etwa 115 GPa sorgt dafür, dass das Federelement nicht zu steif wird. Gleichzeitig wirkt

sich die hohe Festigkeit dahingehend günstig aus, dass das Bauteil einen großen elastischen Bereich besitzt.

Neben der Möglichkeit, die Sensorfolie mit den Dehnungsmessstreifen aufzunehmen, bietet der elastische Federkörper eine Durchführung für eine Messleitung, die gleichzeitig als Zugentlastung dient. Sie ist so ausgelegt, dass eine sterilisierbare Messleitung mit einem Durchmesser von 4 mm aufgenommen werden kann. Daneben sieht man die Aufnahme zur Befestigung des Federkörpers auf dem Instrument. Die asymmetrisch gestalteten Zungen an der Aufnahme für den Klemmhebel sind notwendig, um den Hebel drehbar zu halten.

6.2.2 Sensorfolie

Tabelle 6.2: Wesentliche Abmaße der DMS-Folie des Sensorclips.

Abmessung	Wert
Länge Sensorfolie	13,68 mm
Breite Sensorfolie	8 mm
Länge Messgitter	1,7 mm
Breite Messgitter	1,14 mm
Leiterbahnbreite Messgitter	60 μ m
Länge Kontaktfläche	3 mm
Breite Kontaktfläche	0,6 mm

Wie bereits erwähnt, ist für den Sensorclip eine eigene Dehnungsmessstreifen-Folie mit einer Wheatstone'schen Vollbrücke hergestellt worden. Da die beiden aktiven DMS symmetrisch mit der gleichen Dehnung beaufschlagt werden, ergibt sich die in Abbildung 6.10b dargestellte Schaltungstopologie für die Messbrücke. Alle vier DMS der Brücke haben ohne Dehnung den gleichen Nennwiderstand. Die beiden aktiven DMS verändern ihren Nennwiderstand um den dehnungsabhängigen Betrag ΔR . Diese Schaltung ist auf der in Abbildung 6.10a dargestellten Sensorfolie realisiert worden. Die Beschriftung der Kontaktflächen korrespondiert mit der Nomenklatur aus Abbildung 6.10b. Zusätzlich ist nur die Polarität der Spannungen durch + und – markiert worden. Die beiden passiven DMS befinden sich in der Mitte der Sensorfolie, die beiden aktiven DMS auf den beiden Randflächen. In der Sensorfolie sind Aussparungen um die beiden passiven DMS zu sehen. Sie sind deckungsgleich mit dem Graben um den Bereich der passiven Dehnungsmessstreifen auf dem Probekörper. Die Folie ist so gestaltet, dass sie auch um 180° gedreht aufgeklebt werden kann. Die beiden „Flügel“, auf denen sich die beiden aktiven Dehnungsmessstreifen befinden, werden umgeklappt. Die Langlöcher hier dienen dazu, dass überschüssiger Klebstoff austreten kann. Außerdem dienen sie zur Ausrichtung der Folie auf dem elastischen Federkörper. Weitere Informationen hierzu werden im Abschnitt 6.2.3 beschrieben.

Die Folie ist nach dem in Abschnitt 4.1.1 beschriebenen Prozess hergestellt worden. Wie

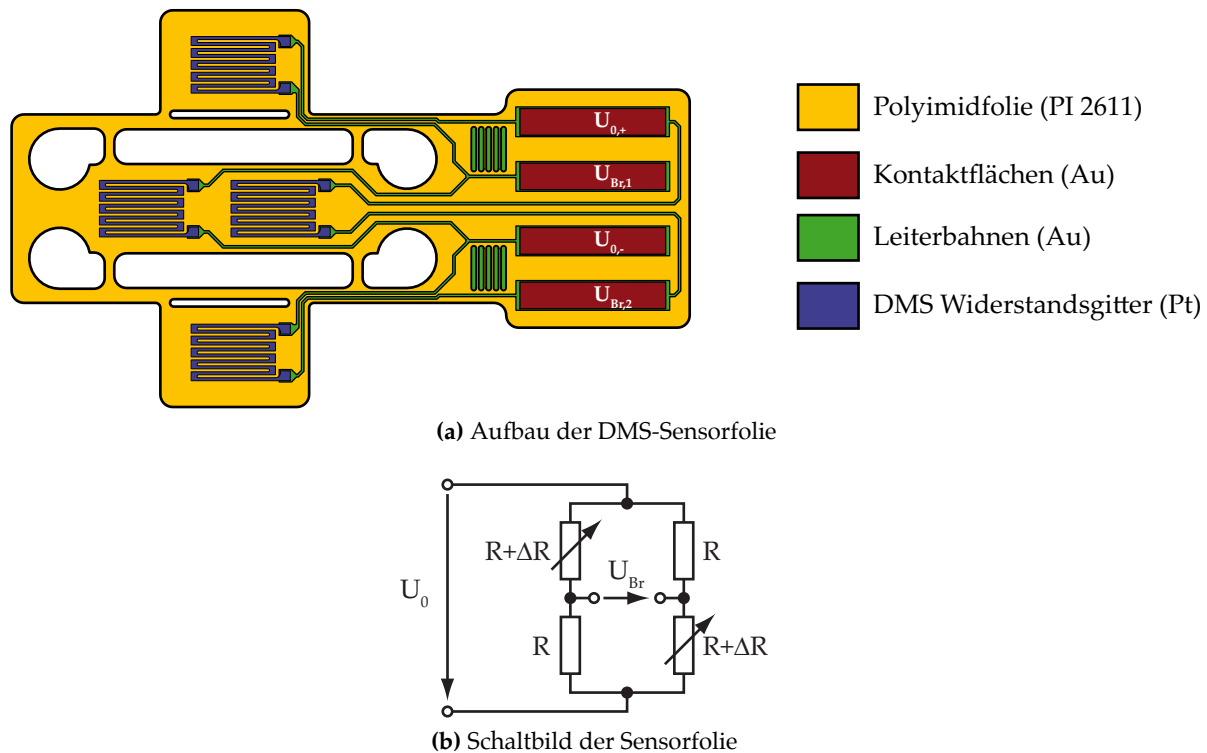


Abbildung 6.10: DMS-Sensorfolie für den Sensorclip.

dort beschrieben, ist auch diese Folie mit einer zweiten Schicht Polyimid abgedeckt – bis auf die Kontaktflächen, welche zur Kontaktierung freigelassen sein müssen. Die Kontaktflächen sind vorgesehen zum Anlöten einer mehradrigen, sterilisierbaren Anschlussleitung mit einem Leitungsquerschnitt von 28 AWG, was etwa $0,09 \text{ mm}^2$ entspricht. Die Abmaße der Folie sind in Tabelle 6.2 zusammengefasst.

6.2.3 Montage

Zunächst wird die Sensorfolie für die Montage vorbereitet. Zum Anlöten der Messleitung auf den Kontaktflächen werden die Kontaktflächen verzinnt. Dazu wird bleifreie Lötpaste auf die Kontaktflächen mit einem Dispenser aufgebracht und die Lötpaste anschließend mit dem vorgeschriebenen Temperaturprofil auf der Temperaturplatte des Flipchip-Bonders *Finetech Fineplacer Lambda* umgeschmolzen¹⁾. Anschließend wird die Sensorfolie auf dem elastischen Federkörper montiert. Die Montage verläuft dabei in zwei Klebeschritten. Zunächst wird die Folie im Bereich der passiven DMS mit Klebstoff fixiert. Anders als in den anderen Anwendungen jedoch wird die Folie mit den offenen Kontaktflächen nach unten angebracht. So kann der in Abbildung 6.10a rechte Teil der Folie mit den Kontaktflächen anschließend umgeklappt werden und die Kontaktflächen liegen dann nach oben. Beim

¹⁾ .vgl. Abschnitt 4.3.1

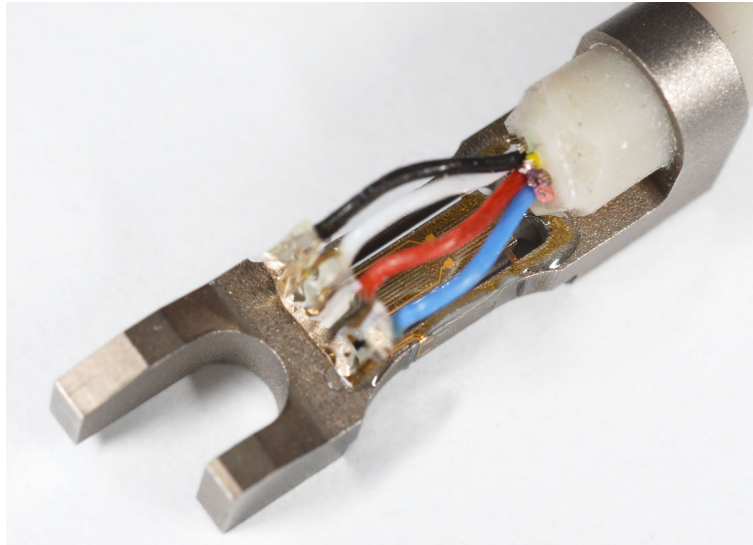


Abbildung 6.11: Montierter Sensorclip mit Messleitung und Sensorfolie.

Aufkleben der Folie wird Klebstoff *Loctite M-21HP™* auf den elastischen Federkörper aufgebracht und anschließend die Sensorfolie leicht angedrückt und ausgerichtet. Zum Ausrichten dienen die beiden schmalen Langlöcher in der Sensorfolie neben den aktiven DMS. Sie werden mit den Seitenkanten des elastischen Federkörpers symmetrisch in Deckung gebracht. Danach wird der Klebstoff ausgehärtet, bevor mit dem zweiten Klebeschritt begonnen wird. In diesem zweiten Schritt werden die aktiven DMS angeklebt. Dazu wird der Klebstoff auf die dem elastischen Federkörper zugewandte Seite im Bereich der aktiven DMS aufgebracht und die DMS werden anschließend umgeklappt und über eine dafür hergestellte Klemmvorrichtung fixiert, die ein Ablösen der Folie durch Rückstellkräfte in der Folie verhindert. Die Oberfläche der Klemmvorrichtung darf sich dabei nicht mit dem Klebstoff verbinden. Hier sind zwei verschiedene Materialien untersucht worden. Zum einen ist eine Klemmvorrichtung aus PTFE und zum anderen eine Stahl-Klemmvorrichtung, deren Klemmflächen mit PDMS überzogen worden waren, eingesetzt worden. Hierbei hat sich das PDMS als vorteilhaft herausgestellt, da es weicher und kompressibel ist. Dadurch wird ein gleichmäßigerer Andruck über die gesamte Klebefläche erreicht und somit eine bessere Qualität der Klebeverbindung. Durch den Druck der Zwingen wird außerdem die Dicke der Klebeschicht gering gehalten, was für eine optimale Dehnungsübertragung erforderlich ist. Dennoch ist darauf zu achten, dass nur eine geringe Andruckkraft verwendet wird, damit die Stege des elastischen Federkörpers sich nicht verbiegen. Dies führt zu einer ungleichmäßigen Kleberschicht. Außerdem wird zu viel Klebstoff aus der Klebefuge gedrückt.

Nach der Montage der Sensorfolie wird die Messleitung angebracht. Die Messleitung wird zunächst durch die dafür vorgesehene Bohrung geschoben und die einzelnen Adern werden über den Kontaktflächen der umgebogenen Sensorfolie ausgerichtet und dort manuell

angelötet. Abbildung 6.11 zeigt den Sensorclip in diesem Montagezustand. Zum Schluss werden die Kontaktstellen und die Adern der Messleitung mit PDMS verkapselt. Das PDMS hat einen geringen Elastizitätsmodul und beeinflusst somit die mechanischen Eigenschaften des Federkörpers nicht merklich.

6.2.4 Charakterisierung

Mit einem nicht verkapselten Sensorclip, wie er in Abbildung 6.11 zu sehen ist, sind Versuche zur Charakterisierung durchgeführt worden, die im folgenden Abschnitt vorgestellt werden. Dabei sind die Empfindlichkeit des Sensorclips, die Temperaturabhängigkeit der Ausgangsspannung und die Wiederholbarkeit von Messungen untersucht worden.

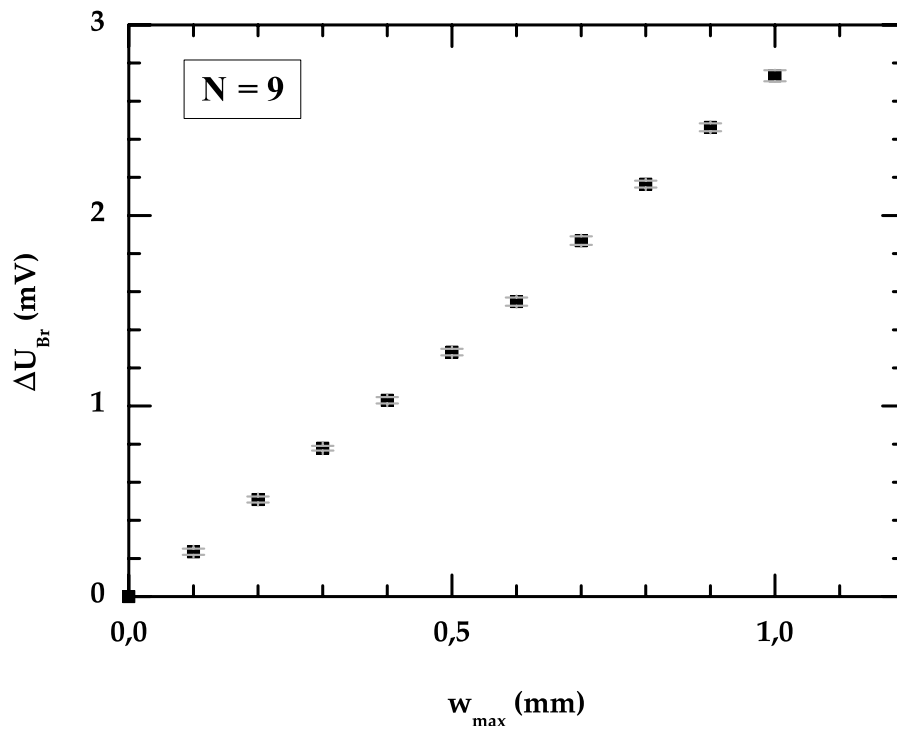
Zur Bestimmung der Empfindlichkeit ist ein Biegeversuch durchgeführt worden, wie er in Abschnitt 5.1.1.2 beschrieben worden ist. Dazu ist ein Biegebalken aus Edelstahl mit einer Aufnahme für einen Sensorclip mit einer Höhe von 10 mm und einer Stärke von 5 mm hergestellt worden. Die Länge des Balkens hat im Biegeversuch $l = 106\text{ mm}$ betragen. Die Mitte des DMS-Messgitters hat sich bei einer Position von $x_1 = 20\text{ mm}$ befunden. Die Definition der beiden letzten Maße ist analog zu Abbildung 5.3 erfolgt. Die größte Auslenkung des Balkens ist in Schritten von $0,1\text{ mm}$ bis zu einer maximalen Auslenkung von $w_{max} = 1\text{ mm}$ vorgegeben worden. Die Messbrücke ist mittels des Labornetzgerätes *AgilentE3646A* mit einer Spannung von $U_0 = 5\text{ V}$ versorgt worden. Die Ausgangsspannung ist über ein Digitalmultimeter *Keithley 2701* gemessen worden.

In neun aufeinander folgenden Messreihen ist die Ausgangsspannung der Brücke bei den jeweiligen Auslenkungen gemessen worden. Dabei ist der Sensorclip zwischen den Messungen nicht demontiert worden. Die Ergebnisse dieser Messungen sind in Abbildung 6.12a dargestellt. Dabei ist auf der Ordinate die vorgegebene Balkenauslenkung w_{max} dargestellt worden. Auf der Abszisse ist die Änderung der Brückenspannung gegenüber dem Wert bei $w_{max} = 0$ aufgetragen. Man sieht zunächst, dass die Streuung der Messwerte an den jeweiligen Messpunkten sehr gering ist. Weiterhin erkennt man auch hier einen linearen Zusammenhang zwischen der Balkenauslenkung w_{max} und der Änderung der Ausgangsspannung, der auch zu erwarten war. Aus der Steigung einer Ausgleichsgeraden durch die Messpunkte erhält man eine Empfindlichkeit von $S = 2,7 \frac{\text{mV}}{\text{mm}}$. Die Ausgangsspannung der Messbrücke lässt sich durch die folgende Gleichung berechnen:

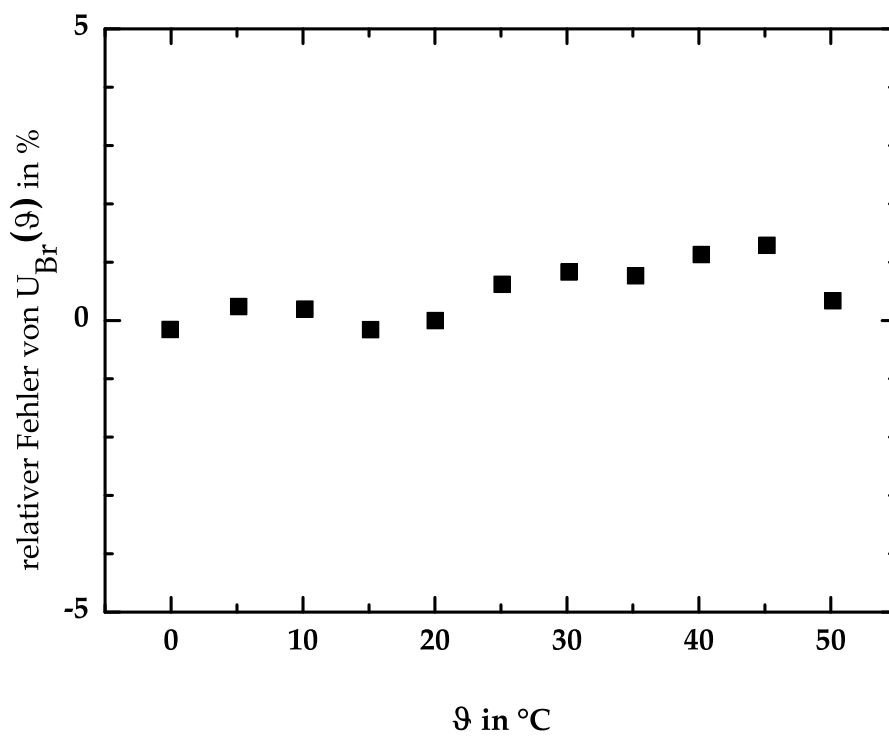
$$U_{Br} = U_0 \cdot \frac{\Delta R}{2 \cdot R + \Delta R} \quad (6.9)$$

Da $\Delta R \ll R$ gilt, kann Gleichung 6.9 vereinfacht werden zu

$$U_{Br} = \frac{U_0}{2} \cdot \frac{\Delta R}{R} \quad (6.10)$$

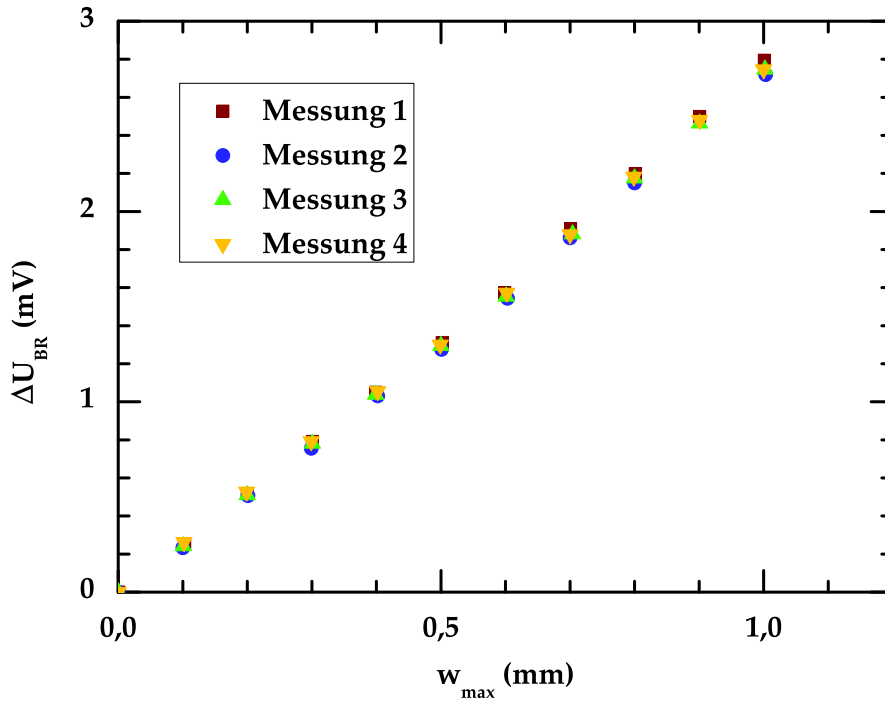


(a) Empfindlichkeitsbestimmung



(b) Temperatureinfluss auf die Brückenspannung

Abbildung 6.12: Charakterisierungsergebnisse des Sensorclips.



(c) Wiederholbarkeit der Messungen nach erneuter Montage

Abbildung 6.12: Charakterisierungsergebnisse des Sensorclips.

Werden die Definition des *k-Faktors* aus Gleichung 3.32 und Gleichung 5.6 zur Berechnung der Dehnung in Abhängigkeit der Auslenkung auf einem Biegebalken eingesetzt, so kann die theoretische Empfindlichkeit für einen äquivalenten Biegebalken mit aufgeklebten DMS berechnet werden:

$$\tilde{S} = -\frac{3}{4} \cdot \frac{k \cdot h \cdot U_0}{l^3} \cdot x \quad (6.11)$$

Mit denselben Abmessungen wie hier beschrieben und dem in Abschnitt 5.2.1.1 bestimmten *k-Faktor* für die metallischen Dehnungsmessstreifen ergibt sich eine theoretische Empfindlichkeit von $\tilde{S} = 2,17 \frac{mV}{mm}$. Diese geringere Empfindlichkeit erklärt sich zunächst durch den geringeren Abstand der Dehnungsmessstreifen zur neutralen Faser gegenüber den auf dem Sensorclip aufgebrachten aktiven DMS. Wie aus Gleichung 5.5 hervorgeht, vergrößert sich durch den Abstand zur neutralen Faser die erzeugte Dehnung proportional. Jedoch ist der Wert der Empfindlichkeit von $S = 2,7 \frac{mV}{mm}$ für den Sensorclip geringer als in der theoretischen Berechnung über Gleichung 6.11. Dies rührt daher, dass der Sensorclip eine Versteifung des Biegebalkens an der montierten Stelle darstellt und sich die Dehnung nicht mehr über Gleichung 5.6 berechnen lässt, wodurch auch Gleichung 6.11 ihre Gültigkeit verliert. Dennoch lässt sich sagen, dass durch den Sensorclip ein System mit besserer Empfindlichkeit als durch direkt auf den Biegebalken aufgeklebte DMS entworfen worden ist.

Der Temperaturgang der Brückenspannung ist ohne Dehnung untersucht worden. Hierzu ist der in Abschnitt 5.1.2 beschriebene Temperaturmessstand verwendet worden. Die Versorgung der Messbrücke mit Spannung und das Auslesen der Brückenspannung sind analog zu den beschriebenen Versuchen zur Empfindlichkeitsbestimmung des Sensorclips erfolgt. Die Umgebungstemperatur wurde in Schritten von 5°C von 0°C bis 50°C eingestellt. Nach dem Erreichen der Umgebungstemperatur im Temperaturschrank ist eine halbe Stunde gewartet worden, damit sich die Temperatur des Sensorclips der Kammertemperatur im Temperaturschrank angleichen kann. Dieser Wert ist mittels des Newtonschen Abkühlungsgesetzes abgeschätzt worden. Die Temperatur in einem Körper $\vartheta(t)$, der einem sprunghaften Wechsel von einer Umgebungstemperatur T_1 zu einer Umgebungstemperatur T_2 ausgesetzt wird, folgt der Funktion $\vartheta(t) = (T_1 - T_2) \cdot e^{-\frac{t}{\tau}} + T_2$. Die Zeitkonstante τ berechnet sich dabei über die Gleichung:

$$\tau = \frac{c \cdot m}{\alpha \cdot A} \quad (6.12)$$

Dabei ist m die Masse des Körpers und A seine Oberfläche. Weiter bezeichnen c die spezifische Wärmekapazität des Materials des Körpers und α den Wärmeübergangskoeffizienten. Für freie Konvektion in Luft beträgt sein Wert $\alpha \approx 10 \frac{W}{m^2 \cdot K}$. Die Titanlegierung *TiAl6V4* besitzt eine spezifische Wärmekapazität von $c = 526 \frac{J}{kg \cdot K}$ und eine Dichte von $\rho = 4420 \frac{kg}{m^3}$. Für den Sensorclip mit Biegebalken errechnet sich in erster Näherung eine Zeitkonstante von $\tau \approx 360 s$. Wird nun hinzugezogen, dass der Körper nach $t_1 = 5 \cdot \tau$ eine Temperatur von $\vartheta = 0,993 \cdot (T_2 - T_1) + T_1$ erreicht hat, ist davon auszugehen, dass der Körper damit die Endtemperatur erreicht hat. Für das berechnete τ ist dies nach den gewählten 30 Minuten der Fall. Eine weitere Sicherheit bietet zusätzlich die Tatsache, dass die Temperatur im Ofen nicht sprunghaft ansteigt, sondern auch noch eine Zeit benötigt, um sich auf den neuen Sollwert einzustellen. Diese Zeit hat der Balken zusätzlich, um sich zu erwärmen. Nach Ablauf dieser Wartezeit sind dann die Messwerte des Sensors aufgenommen worden. In Abbildung 6.12b sind die Ergebnisse der Messungen zu sehen. Dort ist der relative Fehler der Ausgangsspannung $U_{Br}(\vartheta)$ gegenüber der Temperatur aufgetragen. Dieser berechnet sich über die Formel:

$$f(\vartheta) = \frac{U_{Br}(\vartheta) - U_{Br}(20^\circ C)}{U_{Br}(20^\circ C)} \quad (6.13)$$

Der relative Fehler beträgt im größten Fall 1,29%. Im Biegeversuch bedeutet dies eine Abweichung von $\Delta w_{max} = 12,9 \mu m$ pro Millimeter Auslenkung.

Als Drittes ist untersucht worden, wie sich die Montage des Sensorclips in der Aufnahme auf das Messergebnis auswirkt. Dazu sind die bereits beschriebenen Empfindlichkeitsmessungen durchgeführt worden. Im Unterschied zu den bisher beschriebenen Messungen ist der Sensorclip jedoch zwischen den einzelnen Messungen einmal aus der Aufnahme am Biegebalken entfernt und anschließend erneut montiert worden. So sind neun Messun-

gen durchgeführt worden. Die Ergebnisse der Messungen sind im Diagramm in Abbildung 6.12c aufgetragen. Dort erkennt man die Kurven der ersten vier aufgenommenen Messungen für die Empfindlichkeit. Die anderen Messkurven sind aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt. Sie zeigen jedoch dasselbe Verhalten. Im Diagramm sieht man, dass alle Kurven sehr ähnlich verlaufen und die jeweiligen Messwerte der einzelnen Kurven in guter Übereinstimmung liegen. Dies wurde auch quantitativ bestimmt: Durch lineare Regression der einzelnen Messkurven ist die Empfindlichkeit für alle Messungen bestimmt worden. Der Mittelwert mit Standardabweichung liegt dabei bei $s = 2,68 \pm 0,021 \frac{mV}{mm}$. Zu dieser Empfindlichkeit von $2,68 \frac{mV}{mm}$ ist eine theoretische Auslenkung für alle Messpunkte bestimmt worden. Der Mittelwert der Abweichung zwischen errechneter und gemessener Auslenkung beträgt $\Delta x = 0,0133 \pm 0,0093 mm$.

6.2.5 Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse

Die Messungen zur Empfindlichkeit zeigen, dass sich trotz der mechanischen Versteifung durch die Halterung und das Anbringen des Sensorclips ein System mit höherer Empfindlichkeit als direkt aufgeklebte Dehnungsmessstreifen herstellen lässt. Dies ist durch die gezielte Querschnittsverjüngung im Bereich der Messstellen realisiert worden. Die Messungen sind auch über den vermessenen Temperaturbereich von $0^{\circ}C$ bis $50^{\circ}C$ sehr stabil und zeigen nur eine sehr geringe Abweichung in den Messwerten. Wenn noch eine größere Genauigkeit benötigt wird, so kann dies durch Messung der Temperatur und Kompensation der Temperatureffekte bei der Messwertauswertung berücksichtigt werden. Weiter konnte gezeigt werden, dass die vorgestellte Aufnahme dazu ausreicht, Messungen mit einer hohen Wiederholgenauigkeit durchzuführen.

6.3 Universeller Kraft- und Momentensensor

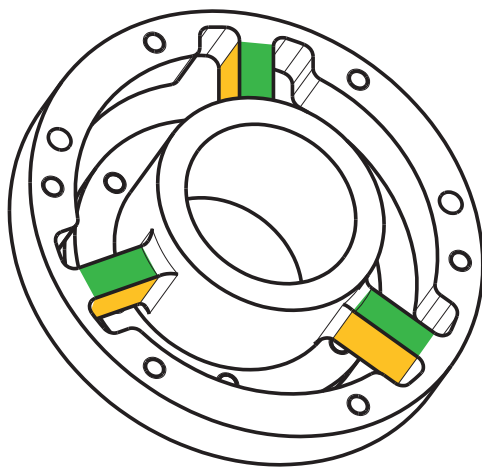
Der universelle Kraft- und Momentensensor (KMS) dient dazu, Kräfte in allen drei Raumrichtungen und die Momente um die dazugehörigen Achsen zu messen. Dies soll mit einem möglichst kleinen Sensor mit hoher Steifigkeit sowie hoher Dynamik realisiert werden. Als Messbereiche sind $\pm 100 N$ für die Kräfte und $\pm 7 Nm$ für die Momente definiert. Der Sensor soll mittels feuchter Hitze sterilisierbar sein. Aus diesem Grund wird darauf verzichtet, die Auswertungs elektronik direkt am Sensor unterzubringen. Stattdessen wird die Auswertungs elektronik über eine Messleitung angeschlossen, weshalb sie nicht zusammen mit dem Sensor sterilisiert werden muss. Dies ermöglicht den Einsatz von Standard-Elektronikkomponenten bei der Auswertungs elektronik. Als Folge daraus ist lediglich darauf zu achten, dass die Elektronik in der Anwendung außerhalb des sterilen Bereichs stehen muss. Dies ist einfach möglich, da der Sensor über eine sterile Messleitung an die Auswertungs elektronik angeschlossen werden kann. Die Verfügbarkeit von sterilisierbaren Messleitun-

gen und Steckern ist gegeben. Die Sterilisierbarkeit der Sensorfolien ist im Rahmen der Arbeit ebenfalls nachgewiesen worden.

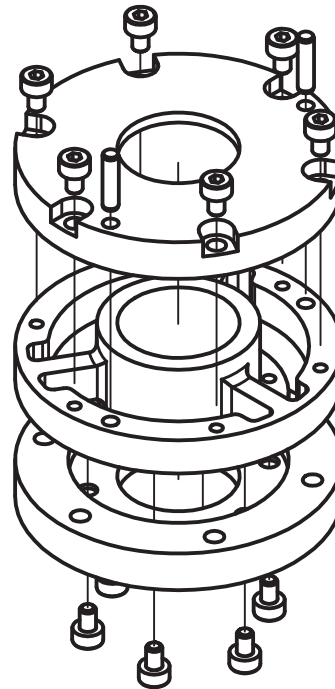
Die Bauform des Sensors ist zylindrisch ausgeführt und besitzt in der Zylinderachse eine Durchführung, um elektrische Leitungen oder mechanische Wellen durch die Sensorachse führen zu können. Die Befestigung des Sensors erfolgt über Schrauben an den Stirnflächen des Zylinders. Die Messung von Kräften erfolgt dann folgendermaßen: Eine Seite des Sensors wird festgehalten und auf der anderen Seite werden die Kräfte und Momente in den Sensor eingeleitet. Dies führt zu einer elastischen Verformung von Biegebalken im elastischen Probekörper des Sensors, wo die Dehnungssensoren angebracht sind. Der hier realisierte Sensor hat einen Außendurchmesser von 40 mm und die Durchführung besitzt einen Durchmesser von 15 mm. Die Höhe des Sensors beträgt 15 mm. Die Auslegung und Herstellung des mechanischen Probekörpers erfolgte am Lehrstuhl für Medizintechnik der RWTH Aachen im Rahmen des OrthoMIT-Projektes [Ort11].

6.3.1 Mechanischer Aufbau

Der Sensor ist aus einem elastischen Probekörper und drei Sensorfolien aufgebaut. An diesen Sensorfolien ist jeweils eine vieradrige Messleitung zur Spannungsversorgung und zum Auslesen der Sensorsignale angebracht. Dabei werden Mirkokabel der Firma *Hutchinson* verwendet. Der elastische Probekörper ist dabei mit radialen Biegebalken ähnlich aufgebaut, wie der in Abschnitt 3.6.3 beschriebene Probekörper. Allerdings sind hier drei statt vier Biegebalken verwendet worden. Diese Biegebalken haben jeweils eine Breite von 3 mm und eine Höhe von 5 mm. In Abbildung 6.13a sind die drei Biegebalken gelb und grün markiert. Die beiden Farben kennzeichnen, dass sich zwei Messbrücken auf jedem Biegebalken des Federkörpers befinden, um unterschiedliche Biegungen messen zu können. Auch dies ist analog zu dem in Abschnitt 3.6.3 vorgestellten Sensor. An der Innenseite des Probekörpers sind die Biegebalken an einem Hohlzylinder angebracht, der die eine feste Basis bildet. Außen sind die Biegebalken über einen Ring mit der zweiten Seite verbunden, an der die äußeren Kräfte eingeleitet werden. Der Probekörper besteht aus einem sterilisierbaren Edelstahl mit der Werkstoffnummer 1.4305. Die Biegebalken sind mittels FEM-Simulation so ausgelegt worden, dass im vorgesehenen Messbereich beim verwendeten Edelstahl nur elastische Verformungen auftreten. Zur besseren Zugänglichkeit der Biegebalken während der Montage ist der Probekörper aus drei Teilen aufgebaut: am inneren Hohlzylinder wird ein Bodendeckel über einen Flansch angebracht und dort mit sechs Schrauben befestigt. Ein zweiter Deckel wird über Schrauben mit dem äußeren Ring verbunden. Er ist zusätzlich noch über Passstifte gesichert, die nach dem Poka Yoke Prinzip auch für eine Verdrehssicherheit sorgen, da ein verdrehtes Aufsetzen die Sensoren beschädigen könnte. Eine Explosionsansicht der mechanischen Komponenten des KMS ist in Abbildung 6.13b zu sehen.



(a) Elastischer Probekörper mit markierten Biegebalken.



(b) Explosionsansicht der mechanischen Teile des KMS.

Abbildung 6.13: Elastischer Probekörper des universellen Kraft- und Momentensors.

6.3.2 Sensorfolie

Zur Ausstattung des Kraft- und Momentensors mit Dehnungsmessstreifen wird für jeden Biegebalken eine Sensorfolie benötigt. Diese ist so gefertigt, dass auf jeder Außenfläche des Biegebalkens ein Dehnungsmessstreifen zu liegen kommt. Die jeweils gegenüberliegenden Sensoren (Ober- und Unterseite bzw. linke und rechte Seite) werden als Halbbrücke miteinander verbunden, wie es Abbildung 6.14 zeigt. Die metallischen Widerstände aus Platin entsprechen den in Abschnitt 4.2 vorgestellten Dehnungsmessstreifen.

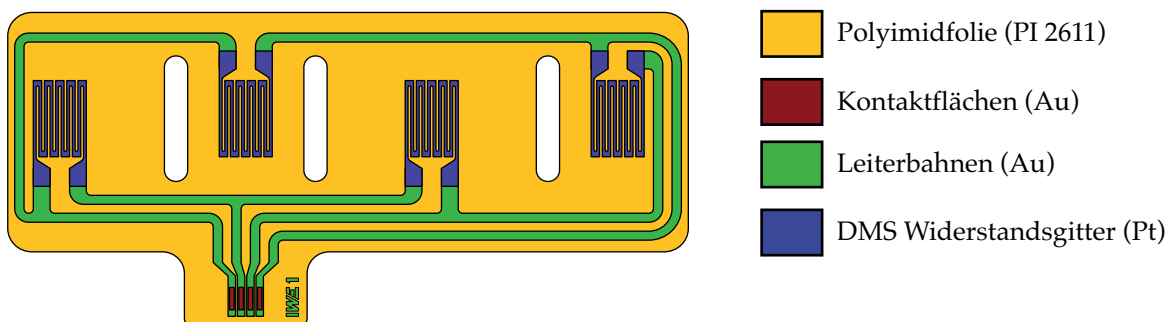
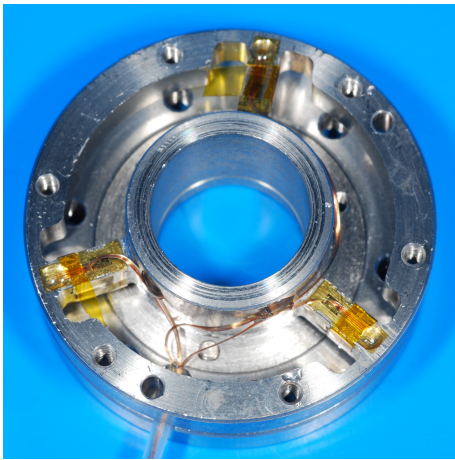


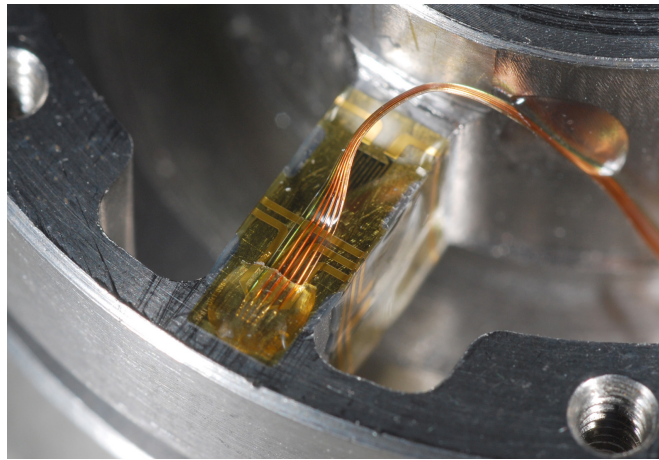
Abbildung 6.14: Für den universellen Kraft- und Momentensor entworfene Sensorfolie.

Über die vier Kontaktstellen wird die *Wheatstone'sche Messbrücke* mit Spannung versorgt und die Signale der beiden Halbbrücken werden abgenommen. Die vier Kontaktstellen dienen zum Anschluss eines Mikrokabels, wie es in Abbildung 4.11b auf Seite 84 abgebildet ist. Dieses Mikrokabel wird mittels des in Abschnitt 4.3.1 vorgestellten Widerstandsschweißprozesses an der Sensorfolie kontaktiert. Zum mechanischen Schutz werden die Kontaktstellen nachträglich mittels eines Globtops versiegelt.

Die drei Langlöcher in der Folie dienen zum einen zur Ausrichtung der Folie auf dem elastischen Probekörper während der Montage. Sie liegen genau mittig über den Kanten des Biegebalkens. Zum anderen haben sie die Funktion, als Austrittsöffnung für überschüssigen Klebstoff zu dienen, der während des Andrückens der Folie beim Klebevorgang austritt.



(a) Elastischer Probekörper mit montierten Sensorfolien



(b) Detailaufnahme einer montierten Sensorfolie

Abbildung 6.15: Elastischer Probekörper des universellen Kraft- und Momentensensors mit montierten Sensorfolien

6.3.3 Montage

Nach der Reinigung der Oberflächen des Probekörpers erfolgt die Montage der drei Sensorfolien. Das Aufkleben wird in drei Schritten durchgeführt. Es ist auch hier der Klebstoff *Loctite M-21HP Hysol* verwendet worden. Zunächst werden die oben liegenden Dehnungsmessstreifen verklebt. Dazu wird Klebstoff auf die Oberseite der drei Biegebalken aufgetragen, die Sensorfolie wird aufgelegt und leicht angedrückt. Anschließend wird die Folie ausgerichtet und der Klebstoff unter leichtem Druck ausgehärtet, welcher durch Auflegen eines Gewichtes erreicht wird. Ein Ankleben des Gewichtes wird durch eine Silikonfolie als Zwischenlage verhindert. In einem zweiten Klebeschritt werden die beiden seitlichen DMS verklebt. Dazu wird wieder Klebstoff aufgetragen, die Sensorfolie um die Kanten vorgefaltet und anschließend mit einer silikonüberzogenen Parallelspannzange fixiert und leicht

angedrückt. In einem letzten Schritt wird analog zum Ankleben der Seiten auch der unten liegende DMS verklebt. Nachfolgend werden – wie im vorherigen Abschnitt beschrieben – die Mikrokabel angebracht und zur Zugentlastung sowie zum Schutz gegen Einklemmen beim Aufschrauben der Deckel an einigen Stellen des Probekörpers fixiert, wie in Abbildung 6.15 zu sehen ist. Dort sieht man einen elastischen Probekörper mit den montierten Sensorfolien und den kontaktierten Mikrokabeln in der Übersicht und im Detail. In Abbildung 6.15b sieht man ebenfalls, wie das Mikrokabel mittels eines Klebepunktes am elastischen Probekörper zusätzlich als Zugentlastung fixiert ist. Zum Einsatz des Probekörpers werden anschließend die beiden Deckel angebracht. Diese werden jeweils mit sechs Schrauben befestigt.

6.3.4 Charakterisierung

Zur Charakterisierung des Kraft- und Momentensensors ist ein eigener Teststand entwickelt worden. Dabei werden mittels Gewichten äußere Lasten auf den Sensor eingeprägt. Für die Belastung in der Kraft z-Richtung werden die Gewichte auf eine Aufnahme auf den Sensor gelegt, wie in Abbildung 6.16a zu sehen ist. Dies ist hier möglich, da die Schwerkraft ebenfalls in negativer z-Richtung wirkt. Bei allen anderen Belastungen ist dies nicht möglich. Hier wird die Kraft über einen aufgeschraubten Bügel und Seile eingebracht. Dies ist in Abbildung 6.16b dargestellt. Beispielhaft ist hier die Anordnung zur Messung eines Momentes um die z-Achse zu sehen. Die Seile laufen über Umlaufrollen, so dass auch hier Gewichte eingesetzt werden können. Durch die gleiche Kraft an beiden Seilen wird somit ein Moment um die Drehachse des Sensors erzeugt.

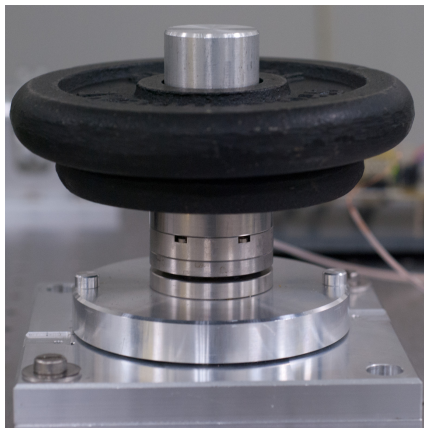
Ziel der Charakterisierung ist die Bestimmung einer Kopplungsmatrix, wie in Abschnitt 3.6.4 beschrieben. Die zu erwartende, ideale Kopplungsmatrix hat die Form:

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & k_{14} & k_{15} & k_{16} \\ 0 & 0 & 0 & k_{24} & k_{25} & k_{26} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} & 0 & 0 & 0 \\ k_{41} & k_{42} & k_{43} & 0 & 0 & 0 \\ k_{51} & k_{52} & k_{53} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{64} & k_{65} & k_{66} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} U_{Br,S1.1} \\ U_{Br,S2.1} \\ U_{Br,S3.1} \\ U_{Br,S1.2} \\ U_{Br,S2.2} \\ U_{Br,S3.2} \end{bmatrix} \quad (6.14)$$

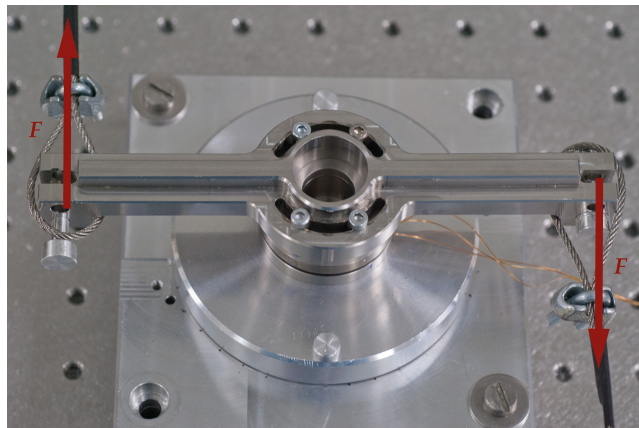
Für einige Messsignale wird unter bestimmten Belastungsfällen kein Ausgangssignal erwartet, da nur jeweils die Messbrücken ein Ausgangssignal liefern, bei denen die Balken des Probekörpers auf Biegung belastet werden. Die Messbrücken, die kein Ausgangssignal liefern, werden folglich mit Normalspannungen oder auf Scherung beansprucht. Wie bereits erläutert, kompensieren sich die gemessenen Dehnungen so, dass hier kein Ausgangssignal erzeugt wird. In der Realität wird es auch für die hier auf Null gesetzten Komponenten geringe Querempfindlichkeiten geben. Zur Bestimmung der Kopplungsmatrix wird

das dort beschriebene Verfahren angewandt, bei dem der Sensor mit äußeren Belastungen beaufschlagt wird, bei denen nur eine Komponente des Kraft- und Momentenvektors $(F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z)^T$ ungleich Null ist. Zu jeder Belastung werden dann die Sensorsignale aufgenommen. Daraus kann dann für jedes Sensorsignal ein Empfindlichkeitskoeffizient für die zur beaufschlagten Belastungskomponente zugehörigen Zeile der inversen Kopplungsmatrix errechnet werden.

Zur Aufnahme der Sensorsignale ist der in Abbildung 6.17a dargestellte Messaufbau ver-



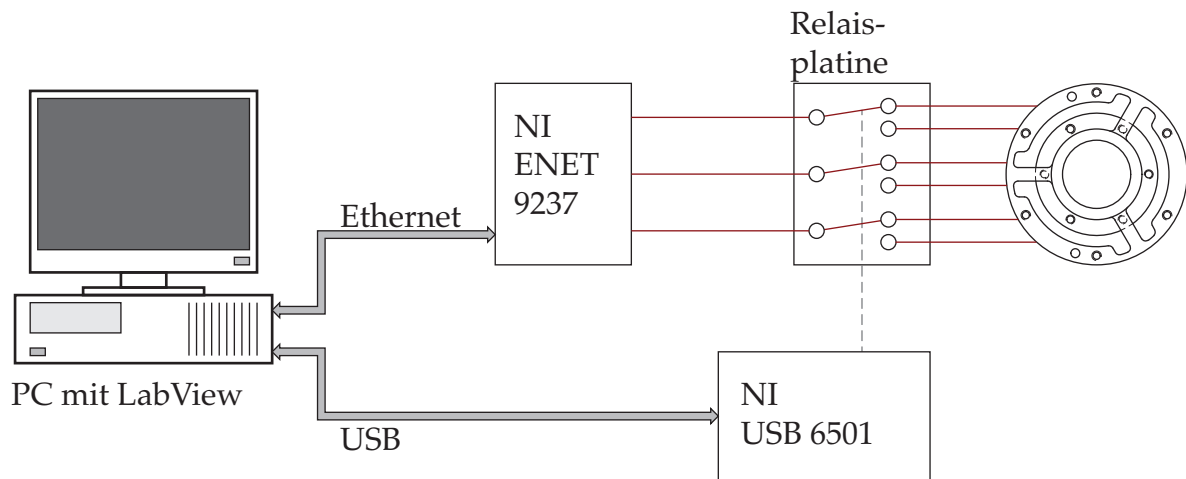
(a) Messung der Belastung F_z



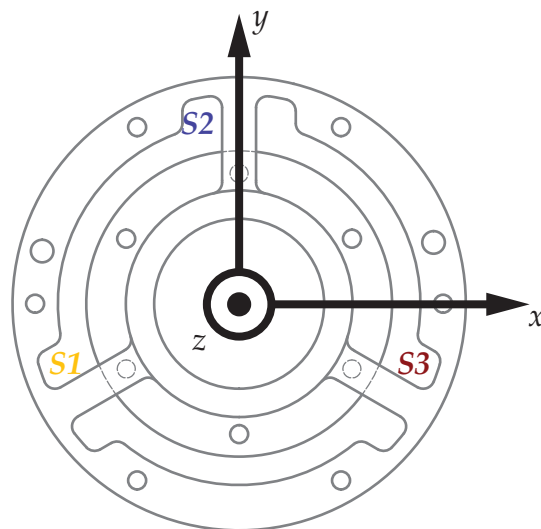
(b) Messung der Belastung M_z

Abbildung 6.16: Messung von zwei Belastungsfällen am universellen Kraft- und Momentensensor

wendet worden. Über einen PC werden mittels eines in LabView geschriebenen Programms die beiden angeschlossenen Geräte der Firma *National Instruments* gesteuert und ausgelesen. Die Messdaten werden hier zusammen mit der aufgebrachten Last für die Auswertung in einer Datei gespeichert. Der Wert für aufgebrachte Last wird vom Benutzer manuell eingegeben. Über den Messbrückenverstärker *NI ENET-9237* können Messbrücken in bis zu vier Kanälen aufgenommen werden. Für den vorliegenden KMS werden jedoch sechs Kanäle benötigt. Daher wird eine zusätzliche Umschaltplatine auf der Basis von Relais verwendet, mit deren Hilfe für jeden Kanal zwischen den beiden Halbbrücken einer Sensorfolie umgeschaltet werden kann. Die Relais werden über ein digitales Ein-/Ausgangsmodul *NI USB-6501* gesteuert. Über einen digitalen Ausgang werden drei Relais mit jeweils einem Wechselschalter umgeschaltet. Die Spannungsversorgung der Messbrücken erfolgt ebenfalls über den Messbrückenverstärker. Sie braucht nicht umgeschaltet zu werden, sondern wird direkt vom jeweiligen Kanal auf die Messbrücke geleitet. Auf der Sensorfolie werden beide Messbrücken mit derselben Spannung versorgt. Die Eingänge des Brückenverstärkers *National Instruments NI ENET-9237* können für den Anschluss von Einzelwiderständen (Viertelbrücke), Halbbrücken und Vollbrücken konfiguriert werden. Hier ist die Konfiguration zum Anschluss von Halbbrücken gewählt worden. Die Messbrücke wird dabei im Innern des Verstärkers vervollständigt. Bei jeder Messung werden automatisch 50 Messwerte



(a) Schematischer Aufbau des Messstandes.



(b) Koordinatensystem und Platzierung der Sensoren am Kraft- und Momentensensor.

Abbildung 6.17: Messaufbau und gewähltes Koordinatensystem zur Bestimmung der Komponenten der Kopplungsmatrix des Kraft- und Momentensors.

mit einer Sample-Frequenz von 25 kHz aufgenommen, aus denen der Mittelwert gebildet wird. Dies dient zur Verringerung des Messrauschens.

In Abbildung 6.18 sieht man die Ergebnisse der Charakterisierung. Die Benennung der Messbrücken erfolgt dabei gemäß der in Abbildung 6.17b definierten Bezeichnungen. Zusätzlich werden die drei Halbbrücken, bei denen die DMS oben und unten (grün markiert in Abbildung 6.13a) liegen, mit der Endung „1“ bezeichnet und in den Diagrammen als ausgefüllte Symbole dargestellt. Die Halbbrücke mit den links und rechts liegenden DMS (gelb markiert) wird mit der Endung „2“ bezeichnet und in den Diagrammen mit nicht ausgefüllten Symbolen dargestellt. Auf der Ordinate in den Diagrammen ist die aufgebrachte

Last aufgetragen. Auf der Abszisse ist die Differenzspannung der Messbrücke zwischen den bei Belastung gemessenen Ausgangsspannungswerten und den gemessenen Werten ohne Belastung angegeben: $\Delta U_{Br,i} = U_{Br}(F_i) - U_{Br}(F_i = 0)$ für die Kraftkomponenten beziehungsweise $\Delta U_{Br,j} = U_{Br}(M_j) - U_{Br}(M_j = 0)$ für die Momente.

6.3.5 Diskussion der Ergebnisse

Wie aus den Diagrammen in Abbildung 6.18 ersichtlich, sind die Daten für die Halbbrücke S2.2 nicht aufgeführt. Diese Messbrücke lieferte während der Auswertung keine sinnvollen Messwerte und wird daher nicht weiter betrachtet. In den sechs Diagrammen sind verschiedene Lasten für jede Komponente des Kraft- und Momentenvektors aufgebracht worden. Man sieht in allen Fällen einen linearen Zusammenhang zwischen aufgebrachter Last und dem gemessenen Sensorsignal. Bei der Charakterisierung des Lastfalls F_z in Abbildung 6.18e sieht man, dass die drei Halbbrücken, welche oben und unten auf den Biegebalken liegen, annähernd gleiche Sensorsignale liefern, während die anderen Messbrücken kein Ausgangssignal liefern. Im Falle des Momentes um diese Achse (Abbildung 6.18f) kehrt sich das Bild um. Hier werden die Messbrücken belastet, deren Sensoren links und rechts an den Biegebalken liegen. Dies deckt sich mit dem erwarteten Verhalten, das in Gleichung 6.14 dargestellt ist. Dies gilt ebenfalls für die anderen beiden Momente M_x und M_y . Eine Abweichung der Messwerte wird jedoch bei den beiden Belastungsfällen F_x und F_y deutlich. Hier zeigt sich, dass die Messsignale, die eine hohe Empfindlichkeit zeigen sollten, fast gar keine Empfindlichkeit in diesen Kraftkomponenten besitzen und andere Sensoren, die eigentlich keine Empfindlichkeit besitzen sollten, eine hohe Empfindlichkeit aufweisen. Dies ist durch die Art der Krafteinleitung zu erklären. Bei diesen Lastfällen wird die Kraft auch über den in Abbildung 6.16b gezeigten Bügel eingeleitet. Hier wird einseitig ein Seil in den Bügel eingehängt, welches dann in Verlängerung der Ausleger des Bügels – auf der Abbildung nach links oder rechts – verläuft und somit eine Querkraft einleiten soll. Aus den Messwerten ist jedoch ablesbar, dass zusätzlich zu dieser Querkraftkomponente auch ein Moment in den Sensor eingeleitet wird, welches sich mit der Querkraft überlagert. Diese Reaktion ist nicht vorhergesehen worden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass mit dem Sensor verschiedene Lastfälle gemessen und unterschieden werden können. Für die Momentenbelastung ergibt sich über den vorgegebenen Messbereich von $\pm 7 \text{ Nm}$ eine ausreichend gute Empfindlichkeit. Für die Kräfte ist die Empfindlichkeit gering, da die Steifigkeit des Probekörpers für diese Lastfälle zu hoch ist. Auf die Aufstellung einer Kopplungsmatrix wird hier aus zwei Gründen verzichtet. Zum einen konnten nicht alle Sensorsignale vollständig erfasst werden. Aufgrund der geringen Anzahl von zur Verfügung stehenden Probekörpern und der langen Montagezeiten konnte leider kein vollständiger Prototyp hergestellt werden. Dennoch lässt sich mit den fol-

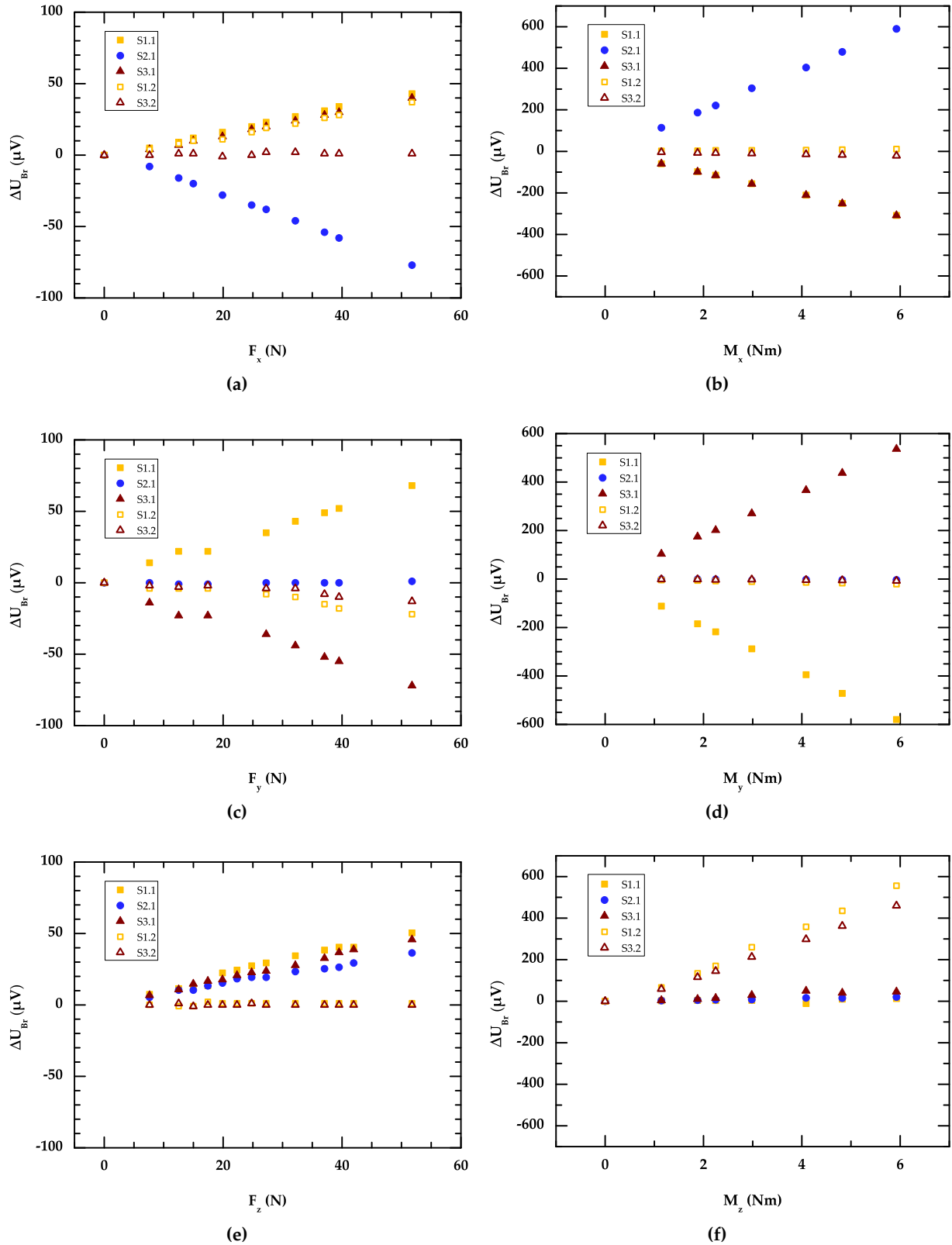


Abbildung 6.18: Messergebnisse der Charakterisierung des universellen Kraft- und Momentensensors.

genden Aufbauten nachweisen, dass der vorgeschlagene Aufbau funktioniert. Der zweite Grund liegt darin, dass die Kräfte F_x und F_y nicht isoliert eingebracht werden konnten. Aufgrund des Aufbaus wurde zusätzlich zu diesen Kräften auch eine Momentenkomponente in den Probekörper eingeleitet, wie aus den Messergebnissen abgeleitet werden kann. Eine geeignete Abhilfe dazu stellt eine Schienenführung dar, welche an der Oberseite des Sensors angebracht werden kann. Mit einer solchen Schiene ließe sich eine reine Verschiebung der Sensoroberseite in x- oder y-Richtung realisieren. Die entstehenden Momente würden in der Verschiebung selber aufgenommen und nicht an den Kraft- und Momentensensor weiter geleitet. Als letzter Punkt bleibt anzumerken, dass die Verwendung der piezoresistiven Sensoren mit dem höheren *k-Faktor* einen höheren Ausgangsspannungshub und somit eine bessere Auflösung des Sensors bieten. Der Einsatz dieser Sensoren bietet sich daher in dieser Anwendung besonders an, da man mit einem steifen Federkörper dennoch eine gute Änderung der Sensorsignale unter Last erreichen könnte. Dies wiederum führt zu einer höheren Messgenauigkeit.

7 Zusammenfassung und Ausblick

7.1 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sind alle Komponenten eines Kraftmesssystems realisiert und evaluiert worden, die eingangs in Abbildung 1.1 dargestellt sind. Dabei sind zunächst zwei verschiedene Arten von Sensorzellen hergestellt worden, die dann in Sensorfolien integriert worden sind. Mittels dieser Sensorfolien sind Prototypen für drei Anwendungen zur Kraft-, Momenten und Wegmessung realisiert worden. In einem letzten Schritt ist eine dazu passende, universell einsetzbare Auswertungselektronik entwickelt worden. Die Ziele der Arbeit sind somit erfüllt.

Als Sensorzellen sind zwei Typen von miniaturisierten Dehnungssensoren entwickelt und hergestellt worden. Dabei sind zum einen miniaturisierte, metallische DMS auf der Basis von Platin hergestellt worden. Zum anderen sind piezorestive DMS auf der Basis von *silicon on insulator* hergestellt worden. Die Verwendung des *silicon-on-insulator* Substraten ermöglicht dabei eine einfachere Prozessierung und bietet die Möglichkeit, die Sensoren bei höheren Temperaturen einzusetzen, da die Isolation des Widerstandes gegenüber dem Bulk-Material nicht durch einen gesperrten pn-Übergang stattfindet, sondern über ein temperaturstabilisiertes Dielektrikum. Beide Sensortypen sind bezüglich ihrer Empfindlichkeit untersucht worden. Die Empfindlichkeit der metallischen DMS liegt bei einem *k-Faktor* von $k = 3$. Dieser Wert ist zwar geringer als die in der Literatur zu findenden Werte für Platin-DMS, lässt sich jedoch durch das Herstellungsverfahren Kathodenzerstäuben erklären. Hier wird eine Schicht geringerer Dichte als bei Vollmaterial erzeugt, wie aus dem höheren spezifischen Widerstand zu schließen ist. Für die piezoresistiven DMS zeigte sich im Versuch ein höherer *k-Faktor* als bei metallischen Materialien, wie zu erwarten war. Dennoch brachte die Messmethode aufgrund der großen Dicke des DMS einen Fehler mit sich. Über eine Simulation mittels FEM ist dieser Fehler abgeschätzt und kompensiert worden. Der so berechnete *k-Faktor* führt zu einem Wert von $k = 70$. Ebenso ist die Temperaturabhängigkeit des Grundwiderstandes für beide Sensoren gemessen worden. Die Ergebnisse hier sind ebenfalls plausibel und stimmen mit der vorgestellten Theorie überein. Weiterhin ist für die metallischen Dehnungsmessstreifen eine sterilisierbare Aufbau- und Verbindungstechnik entwickelt worden. Die Sterilisierbarkeit mittels feuchter Hitze konnte für über 30 Zyklen in einem Versuch nachgewiesen werden, ohne dass sich Kennwerte des Sensors veränderten.

In einem weiteren Schritt sind die metallischen Dehnungsmessstreifen in anwendungsspezifische Sensorfolien integriert worden. Diese bieten ohne Mehraufwand beim gewählten Herstellprozess die Möglichkeit, mehrere Sensoren auf einer Folie zu integrieren. Dadurch ist es möglich, diese direkt in Messschaltungen miteinander zu verbinden und örtlich sehr genau zueinander auszurichten. Zusätzlich wird der Aufwand der Verdrahtung minimiert. Für eine vollständige *Wheatstone'sche Messbrücke*, die aus einzelnen DMS aufgebaut ist, müssten acht Kontaktstellen mit jeweils zwei Leitungen verbunden werden. Durch Integration der Messbrücke auf einer Sensorfolie muss nur an vier Anschlussstellen jeweils eine Leitung befestigt werden, was auch die Zuverlässigkeit erhöht. Jedoch ist man durch eine feste Sensorfolie weniger flexibel, da sie speziell für eine Anwendung hergestellt werden muss. Mit diesen Sensorfolien sind Prototypen für drei Anwendungen untersucht worden: Zunächst ist eine Sensorfolie an einem Fräzerschaft zur Knochenzemententfernung bei Revisionseingriffen der Hüftendoprothetik untersucht worden. Hier zeigte sich, dass eine Verbiegung des Fräzerschaftes durch Fräskräfte genau bestimmt werden kann. Die Berechnung der Verbiegung basiert dabei auf einem mechanischen Modell. In einem zweiten Schritt ist ein Sensorclip zur Messung von Kräften entlang einer Achse vorgestellt worden, der sich über eine dafür entwickelte Aufnahme an verschiedene Geräte anbringen lässt und sich somit unabhängig sterilisieren lässt. Dies bietet beispielsweise den Vorteil, dass verschiedene Sterilisationsverfahren angewandt werden können. Außerdem ist so die Möglichkeit gegeben, den Sensorclip nur bei Bedarf einzusetzen. Der Sensorclip hat an einer dafür vorgesehenen Aufnahme gute, reproduzierbare Ergebnisse mit guter Empfindlichkeit geliefert. Temperatureffekte sind aufgrund der verwendeten vollständigen *Wheatstone'schen Messbrücke* fast gänzlich eliminiert worden. In einer letzten Anwendung ist ein universeller Kraft- und Momentensensor entwickelt worden. Hier konnte lediglich eine unvollständige Charakterisierung durchgeführt werden, da es nicht gelungen ist, alle sechs Messkanäle vollständig auswerten zu können. Jedoch konnte anhand der gewonnenen Charakterisierungsdaten gezeigt werden, dass die vorgeschlagene Struktur für alle Belastungsfälle lineare Zusammenhänge zwischen äußerer Kraft und Sensorsignalen zeigt.

Weiterhin ist eine Auswertungselektronik entwickelt worden, welche im Anhang B dieser Arbeit vorgestellt wird. Sie dient zur Aufnahme der Sensordaten in der Anwendung. Leider ist es nicht mehr möglich gewesen, sie in einer Anwendung zu testen. Aufgrund ihres modularen Aufbaus ist sie jedoch universell einsetzbar. Sie bietet, die Möglichkeit über bis zu sieben Messkanäle Daten aufzunehmen, zu digitalisieren und über eine serielle Schnittstelle weiterzugeben. Die serielle Schnittstelle kann dabei entweder kabelgebunden gemäß dem EIA-232 Standard ausgeführt sein oder über eine drahtlose Übertragungsstrecke realisiert werden. Als Übertragungsstandards sind ein Bluetooth-Modul und ein XBee-Modul eingesetzt worden, die beide die Möglichkeit der seriellen Übertragung von Daten liefern. Über die serielle Schnittstelle wird die Auswertungselektronik auch konfiguriert und die Ausga-

be von Messwerten angefragt. Um eine bestmögliche Aufbereitung der Sensorsignale vor der Digitalisierung zu erreichen, ist eine Vorverstärkereinheit auf einer separaten Platine über ein Kabel anschließbar. Hier können die Pegel der Sensorsignale auf den Eingangsbereich des verwendeten Analog-Digital-Wandlers gebracht werden. Eine Verstärkerplatine ist beispielhaft erfolgreich getestet worden.

7.2 Ausblick

Es konnte gezeigt werden, dass sich sterilisierbare Systeme zur Kraft-, Momenten- und Wegmessung herstellen lassen. Dies ist an drei Prototypen nachgewiesen worden. Dennoch bleiben zahlreiche Möglichkeiten für Weiterentwicklungen.

Der nächste Schritt besteht darin, die piezoresistiven Silizium-Dehnungssensoren in eine Anwendung zu integrieren, um die höhere Empfindlichkeit der Sensoren auszunutzen. Dazu sind zwei Hauptentwicklungen nötig: Zum einen müssen die Chips dünner gestaltet werden, um die Strukturen am mechanischen Probekörper nicht so stark zu beeinflussen. Am Institut für Werkstoffe der Elektrotechnik ist es mittels Lappen möglich, Siliziumchips in Ihrer Dicke zu reduzieren. Kizilirmak [Kiz07] und Hungar [Hun09] haben dies in ihren Arbeiten bereits gezeigt. Im Rahmen ihrer Arbeiten konnte die Chipdicke auf bis zu $10\text{ }\mu\text{m}$ reduziert werden, so dass die Siliziumchips flexibel wurden. Im Rahmen der beiden genannten Arbeiten wird weiterhin jeweils eine Möglichkeit der Aufbau- und Verbindungstechnik zur Verbindung mit Polyimidfolien vorgestellt. Die Integration der piezoresistiven Dehnungssensoren in Sensorfolie ist gleichzeitig die zweite Hauptentwicklung. Je nach gewähltem Verbindungsprozess muss der Herstellungsprozess der Dehnungssensoren dann noch leicht angepasst werden. Für die von Hungar vorgestellte Verbindungsmethode mit eutektischem Gold-Zinn-Lot wird ein Metallisierungsabschluss aus Gold benötigt, der mit einer zusätzlichen Nickel-Diffusionsbarriere noch über der Aluminium-Metallisierung aufgebracht werden muss. Mittels dieser Methoden ist es möglich, Sensorfolien mit flexiblen Siliziumchips herzustellen.

In Abbildung 7.1 sieht man eine mögliche Sensorfolie für vier piezoresistive Sensoren, die in einer *Wheatstone'schen Messbrücke* verschaltet sind. Die abgebildete Folie ist in Anlehnung an die für den Sensorclip vorgestellten Folie aus Abbildung 6.10a auf S. 133 aufgebaut: Die beiden außen liegenden Dehnungssensoren sind aktiv und werden in der Anwendung mit Dehnung beaufschlagt, die beiden in der Mitte liegenden Sensoren erfahren keine Dehnung und sind daher passiv. Die Rückseiten der Siliziumchips werden dann auf den Probekörper geklebt. Die Polyimidfolie braucht dann nur teilweise befestigt am Federkörper zu werden. Wie aus der Charakterisierung hervorgeht, weisen die piezoresistiven Sensoren eine nicht zu vernachlässigende Temperaturempfindlichkeit auf. Um dieser Tatsache Rechnung zu tragen, ist in der vorgeschlagenen Sensorfolie noch ein Temperatursensor integriert. Dieser ist

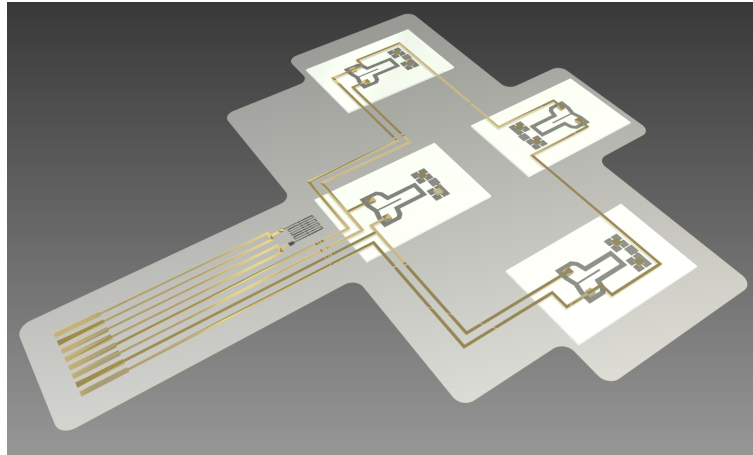


Abbildung 7.1: Sensorfolie für piezoresistive Dehnungssensoren in einer *Wheatstone'schen* Messbrücken Anordnung und in die Folie integriertem Temperatursensor.

links der beiden passiven Sensoren im Bild als graue Struktur zu sehen. Es bietet sich hierbei an, einen Sensor aus Platin zu integrieren, da dieser Prozess bereits durch die metallischen DMS etabliert ist. Der Sensor ist in der vorgeschlagenen Folie so kontaktiert, dass er mittels der Vierdraht-Methode ausgelesen werden kann. Allerdings werden dann acht Anschlussleitungen benötigt. Um die Anzahl der Leitungen zu minimieren und die fünfadrigen am Institut für Werkstoffe der Elektrotechnik verfügbaren Mikrokabel verwenden zu können, wäre es vorstellbar, nur jeweils eine Leitung am Temperatursensor anzuschließen. Zusätzlich müsste ein Potenzial auf das der Versorgungsspannung der Messbrücke der Dehnungssensoren gelegt werden, um nur eine zusätzliche Leitung zu benötigen.

Weitehin hat sich gezeigt, dass die Aufbau- und Verbindungstechnik beim vorgestellten Kraft- und Momentensensor recht aufwändig und damit fehleranfällig ist. Um dies zu vereinfachen, sollte eine andere Struktur des elastischen Probekörpers gewählt werden, bei der die Sensorfolie nur in einer Fläche aufgeklebt werden muss. Somit entfallen zwei aufwändige Klebeschritte und das Falten der Folie. Eine solche Anordnung ist beispielsweise von Jacq et al. [JLM⁺09] vorgestellt worden. Anstatt der hier verwendeten Dickschichtsensoren ließe sich das Prinzip hervorragend auf eine Sensorfolie übertragen und somit weiter miniaturisieren.

Literaturverzeichnis

- [AGH⁺10] Almouahed, S. ; Gouriou, M. ; Hamitouche, C. ; Stindel, E. ; Roux, C.: Design and Evaluation of Instrumented Smart Knee Implant. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on PP* (2010), Nr. 99, S. 1. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2010.2058806>. – DOI 10.1109/TBME.2010.2058806. – ISSN 0018–9294

- [AHSR08] Almouahed, S. ; Hamitouche, C. ; Stindel, E. ; Roux, C.: New trends in instrumented knee prostheses. In: *Information and Communication Technologies: From Theory to Applications, 2008. ICTTA 2008. 3rd International Conference on*, 2008, S. 1 –6

- [AKG⁺07] Akiyama, H. ; Kawanabe, K. ; Goto, K. ; Ohnishi, E. ; Nakamura, T.: Computer-assisted fluoroscopic navigation system for removal of distal femoral bone cement in revision total hip arthroplasty. In: *Journal of Arthroplasty* 22 (2007), April, Nr. 3, 445–448. ISI : 000246057500017. – ISSN 0883–5403

- [AO03] Abbott, J.J. ; Okamura, A.M.: Virtual fixture architectures for telemanipulation. In: *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA '03. IEEE International Conference on Bd. 2*, 2003. – ISSN 1050–4729, S. 2798 – 2805 vol.2

- [BABG05] Ben Amor, A. ; Budde, T. ; Gatzen, H.H.: A magnetoelastic microtransformer-based microstrain gauge. In: *Sensors and Actuators A: Physical* (2005), S. –

- [BAC⁺75] Bancroft, G. M. ; Adams, Ian ; Coatsworth, Leighton L. ; Bennewitz, C. D. ; Brown, James D. ; Westwood, William D.: ESCA study of sputtered platinum films. In: *Analytical Chemistry* 47 (1975), Nr. 3, 586-588. <http://dx.doi.org/10.1021/ac60353a050>. – DOI 10.1021/ac60353a050

- [BBA85] Barth, P.W. ; Bernard, S.L. ; Angell, J.B.: Flexible circuit and sensor arrays fabricated by monolithic silicon technology. In: *Electron Devices, IEEE Transactions on* 32 (1985), Juli, Nr. 7, S. 1202 – 1205. <http://dx.doi.org/10.1109/T-ED.1985.22101>. – DOI 10.1109/T-ED.1985.22101. – ISSN 0018–9383

- [BBF82] Brown, Richard H. ; Burstein, Albert H. ; Frankel, Victor H.: Telemetering in vivo loads from nail plate implants. In: *Journal of biomechanics* 15

- (1982), Nr. 11, 815 - 817, 819-823. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0021-9290\(82\)90046-X](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0021-9290(82)90046-X). – DOI DOI: 10.1016/0021-9290(82)90046-X. – ISSN 0021-9290
- [BCDR⁺96] Bicchi, A. ; Canepa, G. ; De Rossi, D. ; Iaconi, P. ; Scillingo, E.P.: A sensor-based minimally invasive surgery tool for detecting tissue elastic properties. In: *Robotics and Automation, 1996. Proceedings., 1996 IEEE International Conference on* Bd. 1, 1996, S. 884 –888 vol.1
- [BCR72] Berg, C.A. ; Cumpston, H. ; Rinsky, A.: Piezoresistance of Graphite Fibers. In: *Textile Research Journal* 32 (1972), S. 486 – 489
- [BDH⁺01] Bergmann, G. ; Deuretzbacher, G. ; Heller, M. ; Graichen, F. ; Rohlmann, A. ; Strauss, J. ; Duda, G. N.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. In: *Journal of Biomechanics* 34 (2001), Nr. 7, 859 - 871. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/S0021-9290\(01\)00040-9](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/S0021-9290(01)00040-9). – DOI DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00040-9. – ISSN 0021-9290
- [BDM⁺00] Burny, F. ; Donkerwolcke, M. ; Moulart, F. ; Bourgois, R. ; Puers, R. ; Schuylenbergh, K. V. ; Barbosa, M. ; Paiva, O. ; Rodes, F. ; Bégueret, J. B. ; Lawes, P.: Concept, design and fabrication of smart orthopedic implants. In: *Medical Engineering & Physics* 22 (2000), Nr. 7, 469 - 479. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/S1350-4533\(00\)00062-X](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/S1350-4533(00)00062-X). – DOI DOI: 10.1016/S1350-4533(00)00062-X. – ISSN 1350-4533
- [BGR93] Bergmann, G. ; Graichen, F. ; Rohlmann, A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. In: *Journal of Biomechanics* 26 (1993), Nr. 8, 969 - 990. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0021-9290\(93\)90058-M](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0021-9290(93)90058-M). – DOI DOI: 10.1016/0021-9290(93)90058-M. – ISSN 0021-9290
- [BGR04] Bergmann, G. ; Graichen, F. ; Rohlmann, A.: Hip joint contact forces during stumbling. In: *Langenbeck's Archives of Surgery* 389 (2004), 53-59. <http://dx.doi.org/10.1007/s00423-003-0434-y>. – ISSN 1435-2443. – 10.1007/s00423-003-0434-y
- [BGRL97] Bergmann, Georg ; Graichen, Friedmar ; Rohlmann, Antonius ; Linke, Holger: Hip Joint Forces During Load Carrying. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 335 (1997), -. http://journals.lww.com/corr/Fulltext/1997/02000/Hip_Joint_Forces_During_Load_Carrying.18.aspx
- [BGS⁺88] Bergmann, G. ; Graichen, F. ; Siraky, J. ; Jendrzynski, H. ; Rohlmann, A.: Multichannel strain gauge telemetry for orthopaedic implants. In: *Journal of Biome-*

chanics 21 (1988), Nr. 2, 169 - 176. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0021-9290\(88\)90009-7](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0021-9290(88)90009-7). – DOI DOI: 10.1016/0021-9290(88)90009-7. – ISSN 0021-9290

- [BHDR95] Beebe, David J. ; Hsieh, Arthur S. ; Denton, Denice D. ; Radwin, Robert G.: A silicon force sensor for robotics and medicine. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 50 (1995), Nr. 1-2, 55 - 65. [http://dx.doi.org/10.1016/0924-4247\(96\)80085-9](http://dx.doi.org/10.1016/0924-4247(96)80085-9). – DOI 10.1016/0924-4247(96)80085-9. – ISSN 0924-4247
- [BMT⁺99] Bono, James V. ; McCarthy, Joseph C. ; Thornhill, Thomas S. ; Bierbaum, Benjamin E. ; Turner, Roderick H.: *Revision Total Hip Arth.* Springer Verlag, New York, 1999
- [BNO⁺07] Beyeler, Felix ; Neild, Adrian ; Oberti, Stefano ; Bell, Dominik J. ; Sun, Yu ; Dual, Jrg ; Nelson, Bradley J.: Monolithically Fabricated Microgripper With Integrated Force Sensor for Manipulating Microobjects and Biological Cells Aligned in an Ultrasonic Field. In: *Microelectromechanical Systems, Journal of* 16 (2007), feb., Nr. 1, S. 7 –15. <http://dx.doi.org/10.1109/JMEMS.2006.885853>. – DOI 10.1109/JMEMS.2006.885853. – ISSN 1057-7157
- [BQS09] BQS Institut für Qualität & Patientensicherheit: BQS-Bundesauswertung. 2009. – Forschungsbericht
- [Bri22] Bridgman, P. W.: The Effect of Tension on the Electrical Resistance of Certain Abnormal Metals. In: *Proceedings of the American Academy of Arts and Sciences* 57 (1922), Nr. 3, 41–66. <http://www.jstor.org/stable/20025885>. – ISSN 01999818
- [Bri23] Bridgman, P. W.: The Effect of Tension on the Thermal and Electrical Conductivity of Metals. In: *Proceedings of the American Academy of Arts and Sciences* 59 (1923), Nr. 6, 119–137. <http://www.jstor.org/stable/20026069>. – ISSN 01999818
- [Bri25] Bridgman, P. W.: The Effect of Tension on the Transverse and Longitudinal Resistance of Metals. In: *Proceedings of the American Academy of Arts and Sciences* 60 (1925), Nr. 8, 423–449. <http://www.jstor.org/stable/25130064>. – ISSN 01999818
- [Bri32] Bridgman, P. W.: The Effect of Homogeneous Mechanical Stress on the Electrical Resistance of Crystals. In: *Physical Review* 42 (1932), Dec, Nr. 6, S. 858–863. <http://dx.doi.org/10.1103/PhysRev.42.858>. – DOI 10.1103/PhysRev.42.858

- [Bri53] Bridgman, P.W.: The Use of Electrical Resistance in High Pressure Calibration. In: *Review of Scientific Instruments* 24 (1953), Nr. 5, S. –. – ISSN 0034–6748
- [BSZ⁺03] Bütefisch, Sebastian ; Solzbacher, Florian ; Ziermann, René ; Krause, Peter ; Büttgenbach, Stephanus ; Wilke, Ralph ; Cao, S. ; Pornnoppadol, P. ; Brand, Uwe ; Seitz, Karl ; Roth, Roland ; Zeiss, Carl: Micro Probe for Dimensional Metrology. In: *tm - Technisches Messen* 70 (2003), 2012/01/15, Nr. 5-2003, 238–243. <http://dx.doi.org/10.1524/teme.70.5.238.20049>. – DOI 10.1524/teme.70.5.238.20049. ISBN 0171–8096
- [CC97] Chao, Lu-Ping ; Chen, Kuen-Tzong: Shape optimal design and force sensitivity evaluation of six-axis force sensors. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 63 (1997), Nr. 2, 105 - 112. [http://dx.doi.org/10.1016/S0924-4247\(97\)01534-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0924-4247(97)01534-3). – DOI 10.1016/S0924-4247(97)01534-3. – ISSN 0924–4247
- [CCT⁺04] Clohisy, John C. ; Calvert, George ; Tull, Frank ; McDonald, Douglas ; Maloney, William J.: Reasons for Revision Hip Surgery: A Retrospective Review. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 429 (2004)
- [CDV96] Cottin, V. ; Delafosse, B. ; Viale, J. P.: Gas embolism during laparoscopy. In: *Surgical Endoscopy* 10 (1996), 166-169. <http://dx.doi.org/10.1007/BF00188365>. – ISSN 0930–2794. – 10.1007/BF00188365
- [CKS⁺07] Crottet, Denis ; Kowal, Jens ; Sarfert, Sven A. ; Maeder, Thomas ; Bleuler, Hannes ; Nolte, Lutz P. ; Dürselen, Lutz: Ligament balancing in TKA: Evaluation of a force-sensing device and the influence of patellar eversion and ligament release. In: *Journal of biomechanics* 40 (2007), Nr. 8, 1709–1715. <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4MBC01W-1/2/7067eac447a5ea2f1c79ee6d475b6aa4>. – ISSN 0021–9290
- [CMC08] Callaghan, Dean J. ; McGrath, Mark M. ; Coyle, Eugene: Force Measurement Methods in Telerobotic Surgery: Implications for End-Effector Manufacture. In: *Proceedings of the 25th International Manufacturing Conference (IMC25)*, 2008, S. 389 – 398
- [CMF⁺04] Crottet, D. ; Maeder, T. ; Fritschy, D. ; Bleuler, H. ; Nolte, L.P. ; Pappas, I.P.: A Force-Sensing Device for Ligament Balancing in Total Knee Arthroplasty. In: *Annual Meeting of the International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery*. Chicago, 2004, S. –

- [CMF⁺05] Crottet, D. ; Maeder, T. ; Fritschy, D. ; Bleuler, H. ; Nolte, L.P. ; Pappas, I.P.: Development of a force amplitude- and location-sensing device designed to improve the ligament balancing procedure in TKA. In: *Ieee Transactions on Biomedical Engineering* 52 (2005), September, Nr. 9, 1609–1611. ISI : 000231268900013. – ISSN 0018–9294
- [CRS06] Crowninshield, R.D. ; Rosenberg, A.G. ; Sporer, S.M.: Changing demographics of patients with total joint replacement. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* (2006), Februar, Nr. 443, 266–272. ISI : 000243019900038. – ISSN 0009–921X
- [CW79] Clark, S.K. ; Wise, K.D.: Pressure sensitivity in anisotropically etched thin-diaphragm pressure sensors. In: *Electron Devices, IEEE Transactions on* 26 (1979), dec, Nr. 12, S. 1887 – 1896. <http://dx.doi.org/10.1109/T-ED.1979.19792>. – DOI 10.1109/T-ED.1979.19792. – ISSN 0018–9383
- [DDM⁺87] Dennis, D.A. ; Dingman, C.A. ; Meglan, D.A. ; Oleary, J.F.M. ; Mallory, T.H. ; Berme, N.: Femoral cement removal in revision total hip-arthroplasty - A biomechanical analysis. In: *Clinical orthopaedics and related research* (1987), Juli, Nr. 220, 142–147. ISI : A1987J083000019. – ISSN 0009–921X
- [DG09] D. Gross, P. W. W. Hauger H. W. Hauger: *Band 4: Hydromechanik, Elemente der höheren Mechanik, Numerische Methoden*. Springer, Berlin, 2009 (Technische Mechanik)
- [DGAS96] Dyer, S.E. ; Gregory, O.J. ; Amons, P.S. ; Slot, A.Bruins: Preparation and piezo-resistive properties of reactively sputtered indium tin oxide thin films. In: *Thin Solid Films* 288 (1996), Nr. 1-2, 279 - 286. [http://dx.doi.org/10.1016/S0040-6090\(96\)08865-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0040-6090(96)08865-7). – DOI 10.1016/S0040-6090(96)08865-7. – ISSN 0040–6090
- [DGR⁺10] Damm, Philipp ; Graichen, Friedmar ; Rohlmann, Antonius ; Bender, Alwina ; Bergmann, Georg: Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments. In: *Medical Engineering & Physics* 32 (2010), Nr. 1, 95 - 100. <http://dx.doi.org/DOI:10.1016/j.medengphy.2009.10.003>. – DOI DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.10.003. – ISSN 1350–4533
- [DIN09] Norm DIN EN 60751 05 2009. *Industrielle Platin-Widerstandsthermometer und Platin-Temperatursensoren*
- [DK07] Deepak ; Krishna, Hare: Measurement of Small Specific Contact Resistance of Metals with Resistive Semiconductors. In: *Journal of Elec-*

tronic Materials 36 (2007), 598-605. <http://dx.doi.org/10.1007/s11664-007-0091-y>. – ISSN 0361-5235. – 10.1007/s11664-007-0091-y

- [DKB⁺88] Davy, DT ; Kotzar, GM ; Brown, RH ; Heiple, KG ; Goldberg, VM ; Heiple, KG ; Berilla, J ; Burstein, AH: Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 70 (1988), Nr. 1, 45-50. <http://www.ejbj.org/cgi/content/abstract/70/1/45>
- [DKEB06] Dresbach, C. ; Krombholz, A. ; Ebert, M. ; Bagdahn, J.: Mechanical properties of glass frit bonded micro packages. In: *Microsystem Technologies* 12 (2006), 473-480. <http://dx.doi.org/10.1007/s00542-005-0031-9>. – ISSN 0946-7076. – 10.1007/s00542-005-0031-9
- [DRB95] Diddens, Dirk ; Reynaerts, Dominiek ; Brussel, Hendrik V.: Design of a ring-shaped three-axis micro force/torque sensor. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 46 (1995), Nr. 1, 225 - 232. [http://dx.doi.org/10.1016/0924-4247\(94\)00895-0](http://dx.doi.org/10.1016/0924-4247(94)00895-0). – DOI 10.1016/0924-4247(94)00895-0. – ISSN 0924-4247
- [Dru51] Druyvesteyn, M. J.: The variation of the resistivity of some metals with elastic deformation. In: *Physica* 17 (1951), Nr. 8, 748 - 760. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0031-8914\(51\)90096-1](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0031-8914(51)90096-1). – DOI DOI: 10.1016/0031-8914(51)90096-1. – ISSN 0031-8914
- [DTA⁺05] D'Lima, Darryl D. ; Townsend, Christopher P. ; Arms, Steven W. ; Morris, Beverly A. ; Colwell, Clifford W.: An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. In: *Journal of Biomechanics* 38 (2005), Nr. 2, 299 - 304. <http://dx.doi.org/DOI:10.1016/j.jbiomech.2004.02.011>. – DOI DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.02.011. – ISSN 0021-9290. – Knee Mechanics: An Update of Theoretical and Experimental Analyses
- [ECL03] Engel, Jonathan ; Chen, Jack ; Liu, Chang: Development of polyimide flexible tactile sensor skin. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 13 (2003), Nr. 3, 359. <http://stacks.iop.org/0960-1317/13/i=3/a=302>
- [EK79] English, T.A. ; Kilvington, M.: In vivo records of hip loads using a femoral implant with telemetric output (a preliminary report). In: *Journal of Biomedical Engineering* 1 (1979), Nr. 2, 111 - 115. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0141-5425\(79\)90066-9](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0141-5425(79)90066-9). – DOI DOI: 10.1016/0141-5425(79)90066-9. – ISSN 0141-5425

- [ES97] Eaton, W P. ; Smith, J H.: Micromachined pressure sensors: review and recent developments. In: *Smart Materials and Structures* 6 (1997), Nr. 5, 530. <http://stacks.iop.org/0964-1726/6/i=5/a=004>
- [FA93] Frazier, A. B. ; Allen, Mark G.: Piezoresistive graphite/polyimide thin films for micromachining applications. In: *Journal of Applied Physics* 73 (1993), Nr. 9, 4428-4433. <http://dx.doi.org/10.1063/1.352780>. – DOI 10.1063/1.352780
- [FAS⁺06] Fischer, G.S. ; Akinbiyi, T. ; Saha, S. ; Zand, J. ; Talamini, M. ; Marohn, M. ; Taylor, R.: Ischemia and Force Sensing Surgical Instruments for Augmenting Available Surgeon Information. In: *Biomedical Robotics and Biomechanics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on*, 2006, S. 1030 –1035
- [FE85] French, P.J. ; Evans, A.G.R.: Polycrystalline silicon strain sensors. In: *Sensors and Actuators* 8 (1985), Nr. 3, S. –
- [FE89] French, P.J. ; Evans, A.G.R.: Piezoresistance in polysilicon and its applications to strain gauges. In: *Solid-State Electronics* 32 (1989), Nr. 1, S. –
- [FFM⁺08] Fricke, S. ; Friedberger, A. ; Mueller, G. ; Seidel, H. ; Schmid, U.: Strain gauge factor and TCR of sputter deposited Pt thin films up to 850°C. In: *Sensors, 2008 IEEE*, 2008. – ISSN 1930-0395, S. 1532 –1535
- [FKT83] Fot, N. A. ; Kucherenko, A. M. ; Tereshchenko, P. I.: Strain-gauge force sensor. In: *Strength of Materials* 15 (1983), 423-425. <http://dx.doi.org/10.1007/BF01523198>. – ISSN 0039-2316. – 10.1007/BF01523198
- [FOS⁺05] Fuente, M. de l. ; Ohnsorge, J.A.K. ; Schkommodau, E. ; Jetzki, S. ; Wirtz, D.C. ; Radermacher, K.: Fluoroscopy-based 3-D reconstruction of femoral bone cement: a new approach for revision total hip replacement. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 52 (2005), Nr. 4, S. 664–675. – ISSN 0018-9294
- [FSL⁺04] Fuente, M. de l. ; Schkommodau, E. ; Lutz, P. ; Neuss, M. ; Wirtz, D. C. ; Radermacher, K.: 3D reconstruction and navigated removal of femoral bone cement in revision THR based on few fluoroscopic images. In: *International Congress Series* 1268 (2004), 626 - 631. <http://dx.doi.org/DOI:10.1016/j.ics.2004.03.131>. – DOI DOI: 10.1016/j.ics.2004.03.131. – ISSN 0531-5131. – CARS 2004 - Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition
- [GARB07] Graichen, F. ; Arnold, R. ; Rohlmann, A. ; Bergmann, G.: Implantable 9-Channel Telemetry System for In Vivo Load Measurements With Orthopedic

- Implants. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 54 (2007), Nr. 2, S. 253–261. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2006.886857>. – DOI 10.1109/TBME.2006.886857. – ISSN 0018–9294
- [GB91] Graichen, F. ; Bergmann, G.: Four-channel telemetry system for in vivo measurement of hip joint forces. In: *Journal of Biomedical Engineering* 13 (1991), Nr. 5, 370 - 374. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0141-5425\(91\)90016-Z](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0141-5425(91)90016-Z). – DOI DOI: 10.1016/0141-5425(91)90016-Z. – ISSN 0141-5425
- [GHZ94] Göpel, W. ; Hesse, J. ; Zemel, J.N.: *Mechanical Sensors*. Bd. 7. VCH Verlagsgesellschaft mbH, 1994. – – S.
- [Gis08] Gislason, Drew: *ZigBee Wireless Networking*. Elsevier Inc., 2008
- [GW05] Gerlach, Gerald ; Werthschützky, Roland: 50 Jahre Entdeckung des piezoresistiven Effekts - Geschichte und Entwicklungsstand piezoresistiver Sensoren. In: *Technisches Messen* 72 (2005), S. 53 –76
- [GZZG07] Gao, Feng ; Zhang, Yong ; Zhao, Xianchao ; Guo, Weizhong: The design and applications of F/T sensor based on Stewart platform. In: *Proceedings of the 12th IFToMM World Congress, 2007*
- [Hab09] Habenicht, Gerd: *Kleben - Grundlagen, Technologien, Anwendungen*. 6. Auflage. Springer Verlag Berlin Heidelberg, 2009
- [Hal67] Hall, John J.: Electronic Effects in the Elastic Constants of *n*-Type Silicon. In: *Physical Review* 161 (1967), Sep, Nr. 3, S. 756–761. <http://dx.doi.org/10.1103/PhysRev.161.756>. – DOI 10.1103/PhysRev.161.756
- [Hal68] Hall, P. M.: THE EFFECT OF EXPANSION MISMATCH ON TEMPERATURE COEFFICIENT OF RESISTANCE OF THIN FILMS. In: *Applied Physics Letters* 12 (1968), Nr. 6, 212. <http://dx.doi.org/10.1063/1.1651956>. – DOI 10.1063/1.1651956
- [HBG⁺09] Heckmann, U. ; Bandorf, R. ; Gerdes, H. ; Lübke, M. ; Schnabel, S. ; Bräuer, G.: New materials for sputtered strain gauges. In: *Procedia Chemistry* 1 (2009), Nr. 1, 64 - 67. <http://dx.doi.org/10.1016/j.proche.2009.07.016>. – DOI 10.1016/j.proche.2009.07.016. – ISSN 1876–6196. – <ce:title>Proceedings of the Eurosensors XXIII conference</ce:title>
- [HCF⁺89] Hodge, WA ; Carlson, KL ; Fijan, RS ; Burgess, RG ; Riley, PO ; Harris, WH ; Mann, RW: Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 71 (1989), Nr. 9, 1378-1386. <http://www.ejbj.org/cgi/content/abstract/71/9/1378>

- [HFC⁺86] Hodge, W A. ; Fijan, R S. ; Carlson, K L. ; Burgess, R G. ; Harris, W H. ; Mann, R W.: Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 83 (1986), Nr. 9, 2879-2883. <http://www.pnas.org/content/83/9/2879.abstract>
- [HNK10] Hopcroft, M.A. ; Nix, W.D. ; Kenny, T.W.: What is the Young's Modulus of Silicon? In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 19 (2010), April, Nr. 2, 229–238. ISI:000276257700001. – ISSN 1057–7157
- [HNY⁺08] Han, S.B. ; Nha, K.W. ; Yoon, J.R. ; Lee, D.H. ; Chae, I.J.: The Reliability of Navigation-guided Gap Technique in Total Knee Arthroplasty. In: *Orthopedics* 31 (2008), Oktober, Nr. 10, 40–44. ISI:000260115000005. – ISSN 0147–7447
- [Hof87] Hoffmann, Karl: *Eine Einführung in die Technik des Messens mit Dehnungsmeßstreifen*. Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, 1987
- [HPS07] Herzberg, W. ; Pfeifers, M. ; Schöning, J. v.: Bandspannungsmessungen in der Knieendoprothetik - Messergebnisse und biomechanisches Modell. In: *Orthopädische Praxis* 43 (2007), S. 284–288
- [HR92] Hannah, R.L. (Hrsg.) ; Reed, Se (Hrsg.): *Straining Gage Users' Handbook*. 1. Auflage. Springer Netherlands, 1992
- [HRF98] Haran, Frank M. ; Rew, Jason K. ; Foote, Peter D.: A strain-isolated fibre Bragg grating sensor for temperature compensation of fibre Bragg grating strain sensors. In: *Measurement Science and Technology* 9 (1998), Nr. 8, 1163. <http://stacks.iop.org/0957-0233/9/i=8/a=004>
- [HS90] Harris, William H. ; Sledge, Clement B.: Total Hip and Total Knee Replacement. In: *New England Journal of Medicine* 323 (1990), Nr. 11, 725-731. <http://dx.doi.org/10.1056/NEJM199009133231106>. – DOI 10.1056/NEJM199009133231106
- [Hun98] Hunt, Andy (Hrsg.): *Guide to the Measurement of Force*. London : The Institute of Measurement and Control, 1998. – – S.
- [Hun09] Hungar, Kaspar: *Integration of Ultrathin Silicon Chips*, RWTH Aachen, Diss., 2009
- [HY06] He, Rongrui ; Yang, Peidong: Giant piezoresistance effect in silicon nanowires. In: *Nature Nanotechnology* 1 (2006), Nr. 1, 42-46. <http://dx.doi.org/10.1038/nnano.2006.53>. – DOI 10.1038/nnano.2006.53

- [HYLZ09] Hou, Yulei ; Yao, Jiantao ; Lu, Ling ; Zhao, Yongsheng: Performance analysis and comprehensive index optimization of a new configuration of Stewart six-component force sensor. In: *Mechanism and Machine Theory* 44 (2009), Februar, Nr. 2, 359–368. <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6V46-4SCTSM7-1/2/fd18f573cc35dc5fbb18e8affb6f0eac>. – ISSN 0094–114X
- [HZ96] Schutzrecht US-5499541 (1996). Hopf, Gerald ; Ziegenbein, Botho (Erfinder).
- [Jaf05] Jaffray, B: Minimally invasive surgery. In: *Archives of Disease in Childhood* 90 (2005), Nr. 5, 537-542. <http://dx.doi.org/10.1136/adc.2004.062760>. – DOI 10.1136/adc.2004.062760
- [JB01] Jenny, Jean-Yves ; Boeri, Cyril: Computer-assisted implantation of total knee prostheses: A case–control comparative study with classical instrumentation. In: *Computer Aided Surgery* 6 (2001), Nr. 4, 217–220. <http://dx.doi.org/10.1002/igs.10006>. – DOI 10.1002/igs.10006. – ISSN 1097–0150
- [JJ98] Jin, W.L. ; Jr., C.D. M.: A six-component silicon micro force sensor. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 65 (1998), Nr. 2, 109 - 115. [http://dx.doi.org/10.1016/S0924-4247\(97\)01671-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0924-4247(97)01671-3). – DOI 10.1016/S0924-4247(97)01671-3. – ISSN 0924–4247
- [JLM⁺09] Jacq, C. ; Lüthi, B. ; Maeder, Th. ; Lambercy, O. ; Gassert, R.: Thick-film multi-DOF force / torque sensor for wrist rehabilitation. In: *Procedia Chemistry* 1 (2009), Nr. 1, 1267 - 1270. <http://dx.doi.org/DOI:10.1016/j.proche.2009.07.316>. – DOI DOI: 10.1016/j.proche.2009.07.316. – ISSN 1876–6196. – Proceedings of the Eurosensors XXIII conference
- [Kan91] Kanda, Yozo: Piezoresistance effect of silicon. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 28 (1991), Juli, Nr. 2, 83–91. <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6THG-449TTHY-34/2/985768037ece87e839dc770cb97f4cf9>. – ISSN 0924–4247
- [KBH10] Kulha, P. ; Boura, A. ; Husak, M.: Design and Fabrication of Piezoresistive Strain-Gauges for Harsh Environment Applications. In: *Proceedings of the International Conference on Renewable Engeries and Power Quality 2010*, 2010
- [KDG⁺91] Kotzar, G. M. ; Davy, D. T. ; Goldberg, V. M. ; Heiple, K. G. ; Berilla, J. ; Heiple, K. G. ; Brown, R. H. ; Burstein, A. H.: Telemeterized in vivo hip joint force data: A report on two patients after total hip surgery. In: *Journal of Orthopedic Research* 9 (1991), Nr. 5, 621-633. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.1100090502>. – ISSN 1554–527X

- [KDP⁺97] Kersey, A.D. ; Davis, M.A. ; Patrick, H.J. ; LeBlanc, M. ; Koo, K.P. ; Askins, C.G. ; Putnam, M.A. ; Friebele, E.J.: Fiber grating sensors. In: *Lightwave Technology, Journal of* 15 (1997), aug, Nr. 8, S. 1442–1463. <http://dx.doi.org/10.1109/50.618377>. – DOI 10.1109/50.618377. – ISSN 0733–8724
- [KHN⁺09] Konietzschke, Rainer ; Hagn, Ulrich ; Nickl, Mathias ; Jorg, Stefan ; Tobergte, Andreas ; Passig, Georg ; Seibold, Ulrich ; Le-Tien, Luc ; Kubler, Bernhard ; Groger, Martin ; Frohlich, Florian ; Rink, Christian ; Albu-Schaffer, Alin ; Grebenstein, Markus ; Ortmaier, Tobias ; Hirzinger, Gerd: The DLR MiroSurge - A robotic system for surgery. In: *Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on*, 2009. – ISSN 1050–4729, S. 1589–1590
- [Kim07] Kim, Gab S.: Design of a six-axis wrist force/moment sensor using FEM and its fabrication for an intelligent robot. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 133 (2007), Januar, Nr. 1, 27–34. <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6THG-4JXPS5B-7/2/c913aee34185ac65e0dc09df24cc9570>. – ISSN 0924–4247
- [Kiz07] Kizilirmak, Gökhan: *Frei applizierbare MOSFET-Sensorfolie zur Dehnungsmessung*, RWTH Aachen, Diss., 2007
- [KKL⁺98] Kang, Sung C. ; Kim, Se Y. ; Lee, Sang B. ; Kwon, Seo W. ; Choi, Sang S. ; Lee, Byoungcho: Temperature-independent strain sensor system using a tilted fiber Bragg grating demodulator. In: *Photonics Technology Letters, IEEE* 10 (1998), oct, Nr. 10, S. 1461–1463. <http://dx.doi.org/10.1109/68.720294>. – DOI 10.1109/68.720294. – ISSN 1041–1135
- [KKSP03] Kim, J.H. ; Kang, D.I. ; Shin, H.H. ; Park, Y.K.: Design and analysis of a column type multi-component force/moment sensor. In: *Measurement* 33 (2003), April, Nr. 3, 213–219. <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6V42-47CXXNP-1/2/cf05626201b7928e5f78220e1aa4cc04>. – ISSN 0263–2241
- [KKT⁺06] Kirking, Bryan ; Krevolin, Janet ; Townsend, Christopher ; Jr., Clifford W. C. ; D'Lima, Darryl D.: A multiaxial force-sensing implantable tibial prosthesis. In: *Journal of Biomechanics* 39 (2006), Nr. 9, 1744–1751. <http://dx.doi.org/DOI:10.1016/j.jbiomech.2005.05.023>. – DOI DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.023. – ISSN 0021–9290
- [KLK09] Kim, Y.D. ; Lee, C.S. ; Kwon, S.J.: Novel 3D force sensor using ultra-thin silicon strain gauge bonded on metal membrane. In: *Solid-State Sensors, Actuators and*

Microsystems Conference, 2009. TRANSDUCERS 2009. International, 2009, S. 1920–1923

- [KNE04] Kurtz, Anthony D. ; Ned, Alexander A. ; Epstein, Alan H.: Ultra High Temperature, Miniature, SOI Sensors for Extreme Environments. In: *Proceedings of the IMAPS International HiTEC 2004 Conference, 2004*
- [KRB03] Klöckner, C. ; Rohlmann, A. ; Bergmann, G.: Instrumented Forceps for Measuring Tensile Forces in the Rod of the VDS Implant During Correction of Scoliosis. Eine Zange zur intraoperativen Messung der Zugkräfte im Gewindestab des VDS-Instrumentariums bei der Skoliosekorrektur. In: *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering* 48 (2003), Januar, Nr. 12, 362-364. <http://dx.doi.org/10.1515/bmte.2003.48.12.362>. – ISSN 0013-5585
- [Kre07] Kreuzer, Manfred: Dehnungsmessung mit Fasser-Bragg-Gitter-Sensoren / HBM, Darmstadt. 2007. – Forschungsbericht
- [KT04] Klootwijk, J.H. ; Timmering, C.E.: Merits and limitations of circular TLM structures for contact resistance determination for novel III-V HBTs. In: *Microelectronic Test Structures, 2004. Proceedings. ICMTS '04. The International Conference on, 2004, S. 247 – 252*
- [Kuc54] Kuczynski, G.C.: Effect of Elastic Strain on the Electrical Resistance of Metals. In: *Physical Review* 94 (1954), Nr. 1, 61–64. ISI : A1954UB47800011. – ISSN 0031-899X
- [KWF06] Knechtel, R. ; Wiemer, M. ; Frömel, J.: Wafer level encapsulation of microsystems using glass frit bonding. In: *Microsystem Technologies* 12 (2006), 468-472. <http://dx.doi.org/10.1007/s00542-005-0036-4>. – ISSN 0946-7076. – 10.1007/s00542-005-0036-4
- [KY97] Kanda, Yozo ; Yasukawa, Akio: Optimum design considerations for silicon piezoresistive pressure sensors. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 62 (1997), Nr. 1-3, 539-542. [http://dx.doi.org/10.1016/S0924-4247\(97\)01545-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0924-4247(97)01545-8). – DOI 10.1016/S0924-4247(97)01545-8. – ISSN 0924-4247. – <xocs:full-name>Proceedings of Eurosensors X</xocs:full-name>
- [Kö54] Köster, Werner: Die Poisson'sche Konstante der Metalle. In: *Applied Scientific Research* 4 (1954), 329-336. <http://dx.doi.org/10.1007/BF03184594>. – ISSN 0003-6994. – 10.1007/BF03184594
- [Leo07] Leonardi, Matteo: *Microfabricated thin film strain gage sensor with telemetry microprocessor embedded in a soft contact lens for minimally invasive intraocular pres-*

sure monitoring. Lausanne, Diss., 2007. <http://dx.doi.org/10.5075/epfl-thesis-3978>. – DOI 10.5075/epfl-thesis-3978

- [LIS96] Lee, Chengkuo ; Itoh, T. ; Suga, T.: Micromachined piezoelectric force sensors based on PZT thin films. In: *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on* 43 (1996), jul, Nr. 4, S. 553–559. <http://dx.doi.org/10.1109/58.503715>. – DOI 10.1109/58.503715. – ISSN 0885–3010
- [LLB⁺03] Leonardi, M. ; Leuenberger, P. ; Bertrand, D. ; Bertsch, A. ; Renaud, P.: A soft contact lens with a MEMS strain gage embedded for intraocular pressure monitoring. In: *TRANSDUCERS, Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, 12th International Conference on*, 2003 Bd. 2, 2003, S. 1043 – 1046 vol.2
- [LLPC03] Liu, H.B. ; Liu, H.Y. ; Peng, G.D. ; Chu, P.L.: Strain and temperature sensor using a combination of polymer and silica fibre Bragg gratings. In: *Optics Communications* 219 (2003), April, Nr. 1-6, 139–142. <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6TVF-484D1R8-5/1/fc8ee4d428aa01302c4ea0422f472570>
- [LP84] Lemperière, G. ; Poitevin, J.M.: Influence of the nitrogen partial pressure on the properties of d.c.-sputtered titanium and titanium nitride films. In: *Thin Solid Films* 111 (1984), Nr. 4, 339 - 349. [http://dx.doi.org/10.1016/0040-6090\(84\)90326-2](http://dx.doi.org/10.1016/0040-6090(84)90326-2). – DOI 10.1016/0040-6090(84)90326-2. – ISSN 0040-6090
- [LT02] Liu, Sheng A. ; Tzo, Hung L.: A novel six-component force sensor of good measurement isotropy and sensitivities. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 100 (2002), September, Nr. 2-3, 223–230. <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6THG-45RFN54-1/2/cb44507cfdabb936c0a682f31a69834b>. – ISSN 0924-4247
- [LYR07] Learmonth, I.D. ; Young, C. ; Rorabeck, C.: The operation of the century: total hip replacement. In: *Lancet* 370 (2007), Oktober, Nr. 9597, 1508–1519. ISI : 000250487000028. – ISSN 0140-6736
- [Mas58] Mason, Warren P.: *Physical Acoustics and the Properties of Solids*. D. van Nostrand Company, Inc., 1958
- [MBR⁺07] Morshed, S. ; Bozic, K.J. ; Ries, M.D. ; Malchau, H. ; Colford, J.M.: Comparison of cemented and uncemented fixation in total hip replacement - A meta-analysis. In: *Acta Orthopaedica* 78 (2007), Nr. 3, 315–326. ISI : 000248758400003. – ISSN 1745-3674

- [MDS⁺01] Morris, Beverly A. ; D'Lima, Darryl D. ; Slamin, John ; Kovacevic, Neb ; Arms, Steven W. ; Townsend, Christopher P. ; Colwell, Jr. The Clifford W. Clifford W.: e-Knee: Evolution of the Electronic Knee Prosthesis - Telemetry Technology Development. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 83 (2001), 62-66. <http://www.ejbj.org>
- [Mes04] Mescheder, Ulrich: *Mikrosystemtechnik*. 2. Auflage. B. G. Teubner Verlag, 2004
- [MML08] Mohammed, Ahmed A. S. ; Moussa, Walied A. ; Lou, Edmond: High Sensitivity MEMS Strain Sensor: Design and Simulation. In: *Sensors* 8 (2008), Nr. 4, 2642–2661. <http://dx.doi.org/10.3390/s8042642>. – DOI 10.3390/s8042642. – ISSN 1424–8220
- [MWK03] Mihalko, W.M. ; Whiteside, L.A. ; Krackow, K.A.: Comparison of ligament-balancing techniques during total knee arthroplasty. In: *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 85A (2003), 132–135. ISI : 000186521600018. – ISSN 0021–9355
- [NAS01] Nagy, Michael L. ; Apanius, Christopher ; Siekkinen, James W.: A User-Friendly, High-Sensitivity Strain Gauge. In: *Sensors Magazine online* 18 (2001), Nr. 6, S. –
- [Nat11] National Semiconductor (Hrsg.): *Application Note 1699 LMX9838 Software Users Guide*. Texas Instruments, Post Office Box 655303, Dallas, Texas 75265: National Semiconductor, 2011
- [NAZ91] Nguyen, C.C. ; Antrazi, S.S. ; Zhou, Z.-L.: Analysis and implementation of a 6 DOF Steward platform-based force sensor for passive compliant robotic assembly. In: *Southeastcon '91., IEEE Proceedings of*, 1991, S. 880 –884 vol.2
- [NE71] Nachemson, Alf ; Elfstrom, Gosta: Intravital Wireless Telemetry of Axial Forces in Harrington Distraction Rods in Patients with Idiopathic Scoliosis. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 53 (1971), Nr. 3, 445-465. <http://www.ejbj.org/cgi/content/abstract/53/3/445>
- [NGM⁺93] Nayak, M.M. ; Gunasekaran, N. ; Muthunayagam, A.E. ; Rajanna, K. ; Mohan, S.: Diaphragm-type sputtered platinum thin film strain gauge pressure transducer. In: *Measurement Science and Technology* 4 (1993), 1319–1322. <http://www.ingentaconnect.com/content/iop/mst/1993/00000004/00000012/art00002>
- [NSF⁺09] Nolten, U. ; Schmidt, F. ; Firmbach, F.P. ; Radermacher, K. ; Mokwa, W.: Sensor integrated tibial inlay for soft-tissue balancing. In: *Procedia Chemistry* 1 (2009),

Nr. 1, 1251 - 1254. <http://dx.doi.org/DOI:10.1016/j.proche.2009.07.312>. – DOI DOI: 10.1016/j.proche.2009.07.312. – ISSN 1876–6196. – Proceedings of the Eurosensors XXIII conference

- [Nye85] Nye, J. F.: *Physical Properties of Crystals*. Oxford Scientific Publications, 1985
- [OKH85] Obermeier, Ernst ; Kienlin, Felix von ; Hwang, Ho-Jung: Entwicklung von Sensoren auf der Basis von polykristallinem Silizium. München : Fraunhofer Institut für Festkörperttechnologie, 1985. – Forschungsbericht. – – S.. – ISSN BMFT–FB–T 85–068
- [Opp85] Oppermann, K.: A new force sensor with metal measuring grid transverse to the lines of force. In: *Sensors and Actuators* 7 (1985), Nr. 4, 223 - 232. [http://dx.doi.org/10.1016/0250-6874\(85\)80002-0](http://dx.doi.org/10.1016/0250-6874(85)80002-0). – DOI 10.1016/0250-6874(85)80002-0. – ISSN 0250-6874
- [Ort11] OrthoMIT Lenkungsreis: OrthoMIT - Abschlussbericht des Verbundvorhabens. 2011. – Forschungsbericht
- [PAF75] Perry, J ; Antonelli, D ; Ford, W: Analysis of knee-joint forces during flexed-knee stance. In: *J Bone Joint Surg Am* 57 (1975), Nr. 7, 961-967. <http://www.ejbj.org/cgi/content/abstract/57/7/961>
- [PAW01] Pallàs-Areny, Ramon ; Webster, John G.: *Sensors and Signal Conditioning*. 2. John Wiley & Sons Inc., 2001
- [PK63] Parker, R.L. ; Krinsky, A.: Electrical Resistance-Strain Characteristics of Thin Evaporated Metal Films. In: *Journal of Applied Physics* 34 (1963), Nr. 9, 2700–2708. ISI : A19633792B00048. – ISSN 0021–8979
- [PK96] Schutzrecht US-5563355 (1996). Pluta, Richard J. ; Ko, Clyde M. A. (Erfinder).
- [PKMS⁺99] Poulouse, B. K. ; Kutka, M. F. ; Mendoza-Sagaon, M. ; Barnes, A. C. ; Yang, C. ; Taylor, R. H. ; Talamini, M. A.: Human vs robotic organ retraction during laparoscopic Nissen fundoplication. In: *Surgical endoscopy* 13 (1999), 461-465. <http://dx.doi.org/10.1007/s004649901013>. – ISSN 0930–2794. – 10.1007/s004649901013
- [PL62] Perry, Charles C. ; Lissner, Herbert R.: *The strain gage primer*. McGraw-Hill, 1962
- [PMCR89] Prudenziati, M. ; Morten, B. ; Cilloni, F. ; Ruffi, G.: Very high strain sensitivity in thick-film resistors: real and false super gauge factors. In: *Sensors and Actuators* 19 (1989), Nr. 4, 401 - 414. <http://dx.doi.org/DOI:10.1016/>

- [QEC⁺08] Quo, Shuwen ; Eriksen, H. ; Childress, K. ; Fink, A. ; Hoffman, M.: High temperature high accuracy piezoresistive pressure sensor based on smart-cut soi. In: *Micro Electro Mechanical Systems, 2008. MEMS 2008. IEEE 21st International Conference on*, 2008. – ISSN 1084-6999, S. 892 –895
- [RBT⁺05] Ruther, P. ; Bartholomeyczik, J. ; Trautmann, S. ; Wandt, M. ; Paul, O. ; Dominicus, W. ; Roth, R. ; Seitz, K. ; Strauss, W.: Novel 3D piezoresistive silicon force sensor for dimensional metrology of micro components. In: *Sensors, 2005 IEEE*, 2005, S. 4 pp.
- [RMH79] Rushfeld, PD ; Mann, RW ; Harris, WH: Influence of cartilage geometry on the pressure distribution in the human hip joint. In: *Science* 204 (1979), Nr. 4391, 413-415. <http://dx.doi.org/10.1126/science.441729>. – DOI 10.1126/science.441729
- [RNMG04] Ranganath, R ; Nair, P.S ; Mruthyunjaya, T.S ; Ghosal, A: A force“torque sensor based on a Stewart Platform in a near-singular configuration. In: *Mechanism and Machine Theory* 39 (2004), Nr. 9, 971 - 998. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2004.04.005>. – DOI 10.1016/j.mechmachtheory.2004.04.005. – ISSN 0094-114X
- [RW88] Rhoderick, E. H. ; Williams, R.H.: *Metal-Semiconductor-Contacts*. Second Edition. Oxford University Press, New York, 1988
- [Ryd66] Rydell, N.W.: Forces Acting on the Femoral Head Prosth. In: *Acta Orthopaedica Scandinavica* 37 suppl. 88 (1966), S. 1-132
- [SBAP99] Singerman, R. ; Berilla, J. ; Archdeacon, M. ; Peyser, A.: In Vitro Forces in the Normal and Cruciate-Deficient Knee During Simulated Squatting Motion. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 121 (1999), Nr. 2, 234-242. <http://dx.doi.org/10.1115/1.2835109>. – DOI 10.1115/1.2835109
- [Sch06] Schroder, Dieter K.: *Semiconductor Material and Device Characterization*. 3. John Wiley & Sons, Inc., 2006
- [SG96] Søndergård, Ole ; Gravesen, Peter: A new piezoresistive pressure transducer principle with improvements in media compatibility. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 6 (1996), Nr. 1, 105. <http://stacks.iop.org/0960-1317/6/i=1/a=025>

- [SKH05] Seibold, U. ; Kubler, B. ; Hirzinger, G.: Prototype of Instrument for Minimally Invasive Surgery with 6-Axis Force Sensing Capability. In: *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, 2005, S. 496 – 501
- [SLE⁺07] Schmidt, F. ; Lampe, F. ; Elfring, R. ; Nebelung, S. ; Mumme, T. ; Andereya, S. ; Radermacher, K. ; Niethard, F.U. ; Muller-Rath, R.: Soft-tissue management in primary knee arthroplasty: Common techniques, navigation and force-sensing devices. In: *Zeitschrift fur Orthopadie und Unfallchirurgie* 145 (2007), September, Nr. 5, 599–607. ISI : 000250454400010. – ISSN 0044–3220
- [SLW90] Semble, Elliott L. ; Loeser, Richard F. ; Wise, Christopher M.: Therapeutic exercise for rheumatoid arthritis and osteoarthritis. In: *Seminars in Arthritis and Rheumatism* 20 (1990), Nr. 1, 32 - 40. [http://dx.doi.org/10.1016/0049-0172\(90\)90092-T](http://dx.doi.org/10.1016/0049-0172(90)90092-T). – DOI 10.1016/0049-0172(90)90092-T. – ISSN 0049-0172
- [Smi54] Smith, Charles S.: Piezoresistance Effect in Germanium and Silicon. In: *Physical Review* 94 (1954), April, Nr. 1, 42–. <http://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRev.94.42>
- [SNGT08] Szivek, J. A. ; Nandakumar, V. S. ; Geffre, C. P. ; Townsend, C. P.: A Handheld Computer as Part of a Portable In Vivo Knee Joint Load-Monitoring System. In: *Journal of Medical Devices* 2 (2008), Nr. 3, 035001. <http://dx.doi.org/10.1115/1.2952815>. – DOI 10.1115/1.2952815
- [Ste65] Stewart, D.: A Platform with Six Degrees of Freedom. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers* 180 (1965), Nr. 1, 371-386. http://dx.doi.org/10.1243/PIME_PROC_1965_180_029_02. – DOI 10.1243/PIME_PROC_1965_180_029_02
- [SW94] Sackier, J. ; Wang, Y.: Robotically assisted laparoscopic surgery. In: *Surgical Endoscopy* 8 (1994), 63-66. <http://dx.doi.org/10.1007/BF02909496>. – ISSN 0930–2794. – 10.1007/BF02909496
- [Sze81] Sze, S.M.: *Physics of Semiconductor Devices*. John Wiley & Sons Inc., 1981
- [TAH99] Townsend, C. P. ; Arms, S. W. ; Hamel, M. J.: Remotely powered, multichannel, microprocessor based telemetry implant systems for a smart implantable total knee implant. In: *Proceedings of the SPIE's 6th Annual Int'l Conference on Smart Structures and Materials*, 1999

- [TCL62] Tufte, O. N. ; Chapman, P. W. ; Long, Donald: Silicon Diffused-Element Piezoresistive Diaphragms. In: *Journal of Applied Physics* 33 (1962), Nr. 11, 3322-3327. <http://dx.doi.org/10.1063/1.1931164>. – DOI 10.1063/1.1931164
- [Tex05] Texas Instruments (Hrsg.): *Datasheet INA126E – MicroPOWER INSTRUMENTATION AMPLIFIER Single and Dual Versions*. Post Office Box 655303, Dallas, Texas 75265: Texas Instruments, 2005
- [Tho56] Thomson, William: On the Electro-Dynamic Properties of Metals. In: *Proceedings of the Royal Society of London* 8 (1856), S. 50–55
- [TL63] Tufte, O. N. ; Long, D.: Recent developments in semiconductor piezoresistive devices. In: *Solid-State Electronics* 6 (1963), Nr. 4, 323 - 338. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0038-1101\(63\)90097-2](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0038-1101(63)90097-2). – DOI DOI: 10.1016/0038-1101(63)90097-2. – ISSN 0038-1101
- [TMPG01] Tankiewicz, S. ; Morten, B. ; Prudenziati, M. ; Golonka, L. J.: New thick-film material for piezoresistive sensors. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 95 (2001), Nr. 1, 39 - 45. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/S0924-4247\(01\)00754-3](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/S0924-4247(01)00754-3). – DOI DOI: 10.1016/S0924-4247(01)00754-3. – ISSN 0924-4247
- [TS63] Tufte, O. N. ; Stelzer, E. L.: Piezoresistive Properties of Silicon Diffused Layers. In: *Journal of Applied Physics* 34 (1963), Februar, Nr. 2, S. 313 –318. <http://dx.doi.org/10.1063/1.1702605>. – DOI 10.1063/1.1702605. – ISSN 0021-8979
- [TS02] Toriyama, T. ; Sugiyama, S.: Analysis of piezoresistance in p-type silicon for mechanical sensors. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 11 (2002), Nr. 5, S. –. – ISSN 1057-7157
- [Tun93] *Kapitel Schottky Barriers and Ohmic Contacts to Silicon*. In: Tung, Raymond T.: *Contacts to Semiconductors: Fundamentals and Technology*. Noyes Publications, 1993, S. 176 – 279
- [WE65] Wortman, J.J. ; Evans, R.A.: Youngs Modulus Shear Modulus and Poissons Ratio in Silicon and Germanium. In: *Journal of Applied Physics* 36 (1965), Nr. 1, 153–&. ISI:A19656080800027. – ISSN 0021-8979
- [WFRW08] *Kapitel Hüftgelenks-Endoprothesen*. In: Widmer, M. ; Felten-Rösler, U. ; Wintermantel, E.: *Medizintechnik Life Science Engineering*. Springer Berlin Heidelberg, 2008. – ISBN 978-3-540-74925-7, 1283-1307

- [Win92] Window, A.L. (Hrsg.): *Strain Gauge Technology*. 2. Auflage. Springer, 1992
- [WZM06] Wu, Chien-Hung ; Zorman, C.A. ; Mehregany, M.: Fabrication and testing of bulk micromachined silicon carbide piezoresistive pressure sensors for high temperature applications. In: *Sensors Journal, IEEE* 6 (2006), april, Nr. 2, S. 316 – 324. <http://dx.doi.org/10.1109/JSEN.2006.870145>. – DOI 10.1109/JSEN.2006.870145. – ISSN 1530-437X
- [XARD94] Xu, M.G. ; Archambault, J.-L. ; Reekie, L. ; Dakin, J.P.: Discrimination between strain and temperature effects using dual-wavelength fibre grating sensors. In: *Electronics Letters* 30 (1994), jun., Nr. 13, S. 1085 –1087. <http://dx.doi.org/10.1049/el:19940746>. – DOI 10.1049/el:19940746. – ISSN 0013-5194
- [YHW⁺11] Yao, Jiantao ; Hou, Yulei ; Wang, Hang ; Zhou, Tieling ; Zhao, Yongsheng: Spatially isotropic configuration of Stewart platform-based force sensor. In: *Mechanism and Machine Theory* 46 (2011), Nr. 2, 142 - 155. <http://dx.doi.org/DOI:10.1016/j.mechmachtheory.2010.10.002>. – DOI DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2010.10.002. – ISSN 0094-114X
- [YLZ03] Yulong, Zhao ; Libo, Zhao ; Zhuangde, Jiang: A novel high temperature pressure sensor on the basis of SOI layers. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 108 (2003), Nr. 1-3, 108 - 111. <http://dx.doi.org/DOI:10.1016/j.sna.2003.07.011>. – DOI DOI: 10.1016/j.sna.2003.07.011. – ISSN 0924-4247. – Selected Papers from the Pacific Rim Workshop on Transducers and Micro/Nano Technologies
- [YS07] Yarbrough, Amy K. ; Smith, Todd B.: Technology Acceptance among Physicians. In: *Medical Care Research and Review* 64 (2007), Nr. 6, 650-672. <http://dx.doi.org/10.1177/1077558707305942>. – DOI 10.1177/1077558707305942
- [ZBGI91] Zucker, Karl A. ; Bailey, Robert W. ; Gadacz, Thomas R. ; Imbembo, Anthony L.: Laparoscopic guided cholecystectomy. In: *The American Journal of Surgery* 161 (1991), Nr. 1, 36 - 44. [http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0002-9610\(91\)90358-K](http://dx.doi.org/DOI:10.1016/0002-9610(91)90358-K). – DOI DOI: 10.1016/0002-9610(91)90358-K. – ISSN 0002-9610. – Papers of the Society for Surgery of the Alimentary Tract
- [ZMKN02] Zeh, T. ; Meixner, A. ; Koch, A. W. ; Neumann, C.: Faseroptische Bragg-Sensoren zur Dehnungs- und Temperaturmessung. In: *XVI. Messtechnisches Symposium des Arbeitskreises der Hochschullehrer für Messtechnik e.V.*, 2002, S. 65-74

- [ZMOB07] Zemiti, N. ; Morel, G. ; Ortmaier, T. ; Bonnet, N.: Mechatronic Design of a New Robot for Force Control in Minimally Invasive Surgery. In: *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on* 12 (2007), Nr. 2, S. 143–153. <http://dx.doi.org/10.1109/TMECH.2007.892831>. – DOI 10.1109/TMECH.2007.892831. – ISSN 1083–4435
- [ZOM04] Zemiti, N. ; Ortmaier, T. ; Morel, G.: A new robot for force control in minimally invasive surgery. In: *Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on* Bd. 4, 2004, S. 3643 – 3648 vol.4
- [ZWK⁺00] Zwijze, Robert A F. ; Wiegerink, Remco J. ; Krijnen, Gijs J M. ; Lammerink, Theo S J. ; Elwenspoek, Miko: Low-cost piezoresistive silicon load cell independent of force distribution. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 10 (2000), Nr. 2, 200–203. <http://stacks.iop.org/0960-1317/10/i=2/a=317>

A Isotropiebedingungen

Für einen isotropen Werkstoff gelten die folgenden Beziehungen zwischen Dehnungen und Spannungen

$$\begin{aligned}\varepsilon_1 &= \frac{1}{E} [\sigma_1 - \nu(\sigma_2 + \sigma_3)] \\ \varepsilon_2 &= \frac{1}{E} [\sigma_2 - \nu(\sigma_1 + \sigma_3)] \\ \varepsilon_3 &= \frac{1}{E} [\sigma_3 - \nu(\sigma_1 + \sigma_2)] \\ \varepsilon_4 &= \frac{1}{E} (\sigma_4(1 + \nu)) \\ \varepsilon_5 &= \frac{1}{E} (\sigma_5(1 + \nu)) \\ \varepsilon_6 &= \frac{1}{E} (\sigma_6(1 + \nu))\end{aligned}$$

Dabei beschreibt die Poisson'sche Querkontraktionszahl ν bei den ersten drei Gleichungen das Verhältnis zwischen der Dehnung in einer Raumrichtung und der Stauchung in den anderen Raumrichtungen. Mit den letzten drei Gleichungen wird die Auswirkung von Schubspannungen beschrieben. Es ist hier der Zusammenhang $G = E/2(1+\nu)$ ausgenutzt worden.

B Auswertungselektronik

Im Folgenden wird die zur Aufnahme und Verarbeitung der Sensordaten entwickelte Auswertungselektronik beschrieben. Diese Auswertungselektronik digitalisiert die analogen Sensorsignale der Dehnungssensoren und stellt sie über eine serielle Schnittstelle zur Verfügung. Die serielle Datenübertragung kann dabei kabelgebunden oder über eine drahtlose Datenübertragungsstrecke erfolgen. Die aufgenommenen Messdaten können dann an einem PC gespeichert oder auch visualisiert werden. Es besteht weiterhin die Möglichkeit, aus den Rohdaten der Sensoren Kräfte oder Verschiebungen zu berechnen, wie in den beschriebenen Anwendungen dargestellt. Dies kann entweder auf einem PC in einer externen Software geschehen oder im Mikrocontroller der Auswertungselektronik selber. Hier ist dann im Einzelfall zu überprüfen, ob die Rechenleistung des Mikrocontrollers ausreichend ist, um die Daten in der gewünschten Geschwindigkeit zur Verfügung zu stellen. Durch die Auswertungselektronik wird dem Anwender die Möglichkeit geboten, die Messdaten mobil und unabhängig von der Labortechnik aus aufzunehmen.

B.1 Zielsetzungen

Bei der Entwicklung der Auswertungselektronik sind folgende Anforderungen gestellt worden:

- Auslesen von bis zu sechs Kanälen mit Messbrücken
- (Unterschiedliche) Spannungsversorgung der Messbrücken für jeden Kanal
- Modularer Aufbau zur Verwendung in verschiedenen Applikationen
- Kabelgebundene und drahtlose Datenübertragung an einen PC
- Einzel- und Dauermessungen
- Stromversorgung über eine Gleichspannung kleiner als 12 V

Die sechs Messkanäle sind durch das OrthoMIT-Projekt für den Einsatz bei universellen Kraft- und Momentensensor gefordert worden. Wie bereits erörtert, werden bei Kraft- und

Momentensensoren mehrere Sensorsignale gleichzeitig angewendet. Die Spannungsversorgung der Messbrücken muss für jeden Kanal möglich sein. Es kann sein, dass an unterschiedliche Kanäle andere Anforderungen bezüglich der Spannungsversorgung gestellt werden. Ein Grund hierfür ist, dass sich die Sensoren durch eine zu große Leistungsaufnahme selbst erwärmen und somit das Messergebnis verfälschen könnten. Hier ist es vorstellbar, verschiedene Spannungen für die verschiedenen Sensortypen – metallische DMS und Halbleiter-DMS mit deutlich unterschiedlichen Widerständen – zur Verfügung zu stellen. Der modulare Aufbau der Auswertungselektronik ermöglicht es, Teile der Auswertungseinheit für verschiedene Applikationen wieder zu verwenden und andere, bestimmte Funktionsblöcke auszutauschen. In Abbildung B.1 sieht man eine Übersicht mit den Funktionsblöcken der Auswertungselektronik. In dieser Abbildung sind zwei Funktionsblöcke farblich hinterlegt, die auf separaten Platinen realisiert worden sind. Gerade die Vorverstärkerplatine ist ein Baustein, der stark von den verwendeten Sensoren und Messbereichen abhängt. Durch Einsatz einer speziell für eine Anwendung entwickelten Platine kann das Sensorsignal so verstärkt werden, dass der Eingangsbereich des Analog-Digital-Wandlers optimal ausgenutzt wird, um eine gute Auflösung der Sensorsignale zu erhalten. Bei der drahtlosen Datenübertragung ist die Möglichkeit gegeben worden, verschiedene Übertragungsstandards während der Entwicklung einsetzen zu können und diese miteinander zu vergleichen. Der Rest der Funktionen ist auf einer Hauptplatine zusammengefasst, da diese Kernfunktionen für die meisten Anwendungen identisch eingesetzt werden können. Anpassungen für die Applikation können hier – falls nötig – in der Software des Mikrocontrollers getroffen werden. Auf der Hauptplatine sind neben dem Mikrocontroller auch der Analog-Digital-Wandler und die Spannungsversorgungen mit den Spannungen von 3,3 V und ± 5 V sowie das Thermometer untergebracht. Die beiden farblich markierten Funktionsbausteine sind über Stecker mit der Hauptplatine verbunden. Nachdem nun die Anforderungen an die Elektronik und das sich daraus ergebende Konzept vorgestellt worden sind, soll in den nächsten Abschnitten auf die Hauptbestandteile der Auswertungselektronik eingegangen werden. Dabei wird nach der Umsetzung der einzelnen modularen Bausteine vorgegangen.

B.2 Hauptplatine

Wie bereits erwähnt, finden sich auf der Hauptplatine die Funktionen, die in allen Anwendungen wieder verwendet werden können. Dies sind ein Mikrocontroller zur Verarbeitung der Signale und Steuerung der weiteren ICs, ein Analog-Digital-Wandler zum Einlesen der Messdaten und ein optionales Thermometer, das die Umgebungstemperatur mitleSEN kann. Auf dieses Thermometer wird im Weiteren aber nicht genauer eingegangen. Es ist im Rahmen dieser Arbeit nicht untersucht worden. Weiterhin befindet sich die geregelte

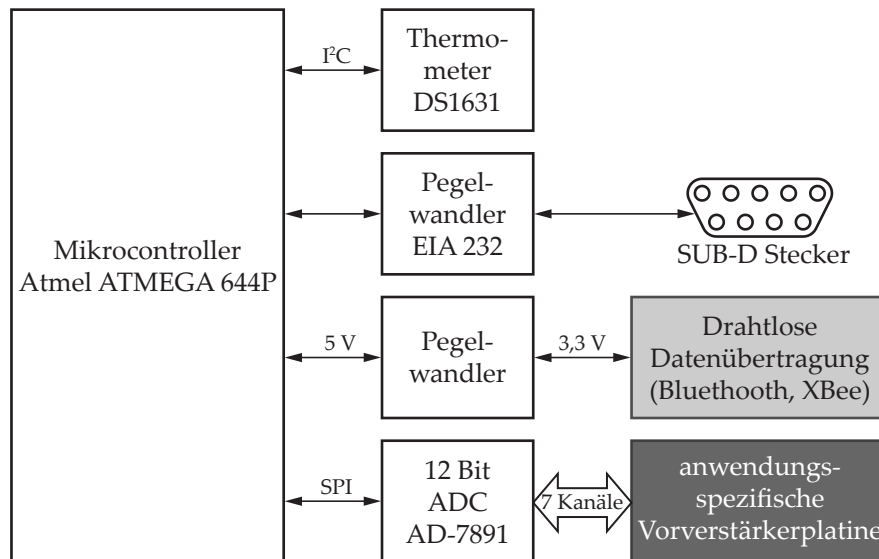


Abbildung B.1: Schematische Darstellung der Auswertungselektronik

Spannungsversorgung der ICs auf der Platine. Die einzelnen Komponenten werden in den nachfolgenden Abschnitten erläutert.

B.2.1 Spannungsversorgung

Wie eingangs in den Anforderungen erwähnt, soll die Auswertungselektronik mit einer externen Gleichspannungsquelle mit einer Spannung von maximal 12 V versorgt werden. Diese Spannung muss nicht stabilisiert sein, jedoch für alle Betriebspunkte größer sein als 6V. Dies ist notwendig, da zur Versorgung der eingesetzten ICs stabilisierte Spannungen zur Verfügung gestellt werden müssen, was über Spannungsregler auf der Hauptplatine realisiert ist. Am Spannungsregler muss eine Differenz zwischen Ein- und Ausgangsspannung anliegen, wobei die Eingangsspannung stets größer als die Ausgangsspannung sein muss. Die Höhe der minimal nötigen Spannungsdifferenz hängt dabei vom verwendeten Spannungsregler ab. Für die realisierte Elektronik werden drei geregelte Spannungen benötigt: -5 V , $+3,3\text{ V}$ und $+5\text{ V}$. Dabei benötigt der Analog-Digital-Wandler eine Spannungsversorgung von $+5\text{ V}$. Ebenso muss der Mikrocontroller bei Taktfrequenzen oberhalb von $f = 10\text{ MHz}$ eine Spannungsversorgung mit 5 V erhalten. Diese Spannung von $+5\text{ V}$ wird über einen Spannungsregler *Linear Technology LT1129* realisiert. Für die Verstärker auf der externen Verstärkerplatine wird eine symmetrische Versorgungsspannung von $\pm 5\text{ V}$ benötigt. Um die Auswertungselektronik extern nur mit einer Gleichspannung versorgen zu müssen, wird die negative Spannung für den Analog-Digital-Wandler durch Inversion der unregulierten Eingangsspannung mittels einer Ladungspumpe des Typs *Maxim MAX850* erzeugt und anschließend durch einen Spannungsregler des Typs *Linear Technology LT1964* auf -5 V geregelt. Die Spannung von $+3,3\text{ V}$ wird für die beiden evaluierten drahtlosen

Kommunikationsbausteine benötigt. Hierzu wird ein Spannungsregler des Typs *Texas Instruments TPS76333* verwendet. Dieser Baustein besitzt einen Logik-Eingang, mit dem die Ausgangsspannung des Bausteins ein- und ausgeschaltet werden kann. Er ist an den Mikrocontroller angeschlossen, so dass es möglich ist, die Versorgungsspannung für den Kommunikationsbaustein nur bei Bedarf einzuschalten.

B.2.2 Mikrocontroller

Das Herzstück der Auswertungselektronik bildet ein Mikrocontroller des Typs *Atmel AT-MEGA 644P*. Über den Mikrocontroller wird der Datenaustausch mit den externen Bausteinen wie serieller Schnittstelle oder Analog-Digital-Wandler realisiert, wie es in Abbildung B.1 dargestellt ist. Dabei werden für die unterschiedlichen Bausteine verschiedene parallele und serielle Kommunikationsbusse benutzt.

Die serielle Schnittstelle ist entweder kabelgebunden oder drahtlos über den aufgesetzten Kommunikationsbaustein realisiert. Letzterer besitzt ein Modem, das vom Mikrocontroller exakt wie die serielle Schnittstelle angesteuert wird. Über die serielle Schnittstelle geschieht auch die Kommunikation des Mikrocontrollers mit dem Benutzer. Mittels eines speziellen Formats, das noch in Abschnitt B.4.1 vorgestellt wird, kann der Benutzer bestimmte Aktionen wie die Ausgabe von Messwerten veranlassen und die Auswertungselektronik konfigurieren.

Das Programm des Mikrocontrollers kann über die von *Atmel* spezifizierte ISP-Schnittstelle während des Betriebs neu in den Flash-Speicher des Mikrocontrollers geladen werden. Dazu ist diese Schnittstelle auf der Platine über einen Pfostenstecker ausgeführt, wo ein Programmiergerät angeschlossen werden kann. So ist jederzeit möglich, Veränderungen am Programm vorzunehmen und diese in die Auswertungselektronik zu implementieren. Der Mikrocontroller wird mittels eines externen Quarzes mit einer Frequenz von 18,432 MHz betrieben, um eine serielle Datenübertragung mit 115.200 *kbps* realisieren zu können, ohne einen Baudraten-Fehler zu generieren.

B.2.3 Analog-Digital-Wandler

Aus den Anforderungen an die Auswertungselektronik geht hervor, dass mindestens analoge Signale von sechs Kanälen digital an den Mikrocontroller weitergegeben werden müssen. Um dies zu erreichen, stehen verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung:

- Verwendung von sechs Analog-Digital-Wandlern mit jeweils einem Kanal
- Verwendung eines Analog-Digital-Wandlers mit einem Kanal und vorgeschaltetem, externen Multiplexer
- Verwendung eines Analog-Digital-Wandlers mit mehreren Kanälen

Der Einsatz mehrerer Analog-Digital-Wandler hat zunächst den Vorteil, dass die Gehäuse der einzelnen Chips sehr klein sind, da nur wenig Anschlüsse benötigt werden. Dies ist besonders der Fall, wenn die Datenausgabe seriell und nicht parallel erfolgt. Dies ist dann günstig, wenn die einzelnen Sensoren räumlich verteilt sind. Hier können die Analog-Digital-Wandler direkt mit der Signalkonditionierung am Sensor platziert werden, um Störungen zu minimieren. Die Signalübertragung zum Mikrocontroller oder PC erfolgt dann digital, wodurch Fehler bei der Übertragung erkannt und ausgebessert werden können. Die einzelnen Chips werden über einen Adressbus aktiviert und können dann sukzessive ausgelesen werden. Ein entscheidender Nachteil dieser Methode ist der hohe Preis, da sich die Kosten für die A/D-Wandler mit der Anzahl der Sensoren multiplizieren.

Eine zweite Möglichkeit ist es, nur einen A/D-Wandler mit einem Kanal mit einem vorgeschalteten Multiplexer zu verwenden. Bei dieser Möglichkeit werden die Signale der einzelnen Sensoren über einen Multiplexer auf den Kanal des A/D-Wandlers gegeben. Hierzu werden zwei separate Chips benötigt, die beide vom Mikrocontroller aus gesteuert werden müssen. Bei Analog-Digital-Wandlern mit mehreren Kanälen gibt es verschiedene Typen. Auch hier gibt es Chips, die einen internen Multiplexer besitzen. Dies hat den Vorteil, dass beide Funktionen direkt in einem Chip untergebracht sind und somit zum einen besser aufeinander abgestimmt sind und zum anderen örtlich näher beieinander in einem Gehäuse liegen. Daneben gibt es auch noch Analog-Digital-Wandler, die mehrere Kanäle ohne Multiplexer diskret auf einem Chip integriert haben.

Für die Auswertung ist ein Analog-Digital-Wandler mit acht Kanälen und integriertem Multiplexer gewählt worden. Es handelt sich um den Typ *AD7891* der Firma *Analog Devices*. Sechs Kanäle werden dabei für die Auswertung der Dehnungsmessstreifen benötigt. Von den zwei verbleibenden Kanälen wird ein weiterer Kanal ausgeführt und steht zur freien Verfügung. Hier können beispielsweise Temperaturmessungen vorgenommen werden. Die Kommunikation zum Mikrocontroller findet über das serielle Interface des Chips mittels SPI-Bus statt. Der A/D-Wandler hat eine Auflösung von 12-Bit und einen Eingangsbereich von -5 V bis $+5\text{ V}$.

B.2.4 Drahtlose Kommunikation

Die drahtlose Kommunikation ermöglicht es, Daten ohne eine Kabelanbindung an einen PC zu versenden. In den letzten Jahren hat ihre Verbreitung durch die Einführung von *Bluetooth* und den auf dem IEEE 802.15.4 Standard basierenden Technologien wie *Zigbee* eine deutliche Zunahme erfahren. Vorteile der drahtlosen Übertragungstechnik in einem medizinischen Umfeld liegen auf der Hand. Der PC zur Datenaufnahme kann außerhalb des sterilen Bereichs stehen. So wird braucht nur die Auswertungs elektronik unter einer sterilen Abdeckung stehen. Weiterhin müssen keine Leitungen im OP verlegt werden, die das Operationsteam in ihrer Arbeit einschränken können.

Im Rahmen dieser Arbeit sind folgende drahtlose Übertragungsmodule untersucht worden : zum einen das ZigBee-Modul *XBee* der Firma *Digi International Inc.* und zum anderen ein Modul, welches auf einem Bluetooth-Chip des Typs *LMX9838* der Firma *National Semiconductor* basiert. Dieses Modul wurde auf einer selbst entworfenen Platine so ausgeführt, dass es die gleichen Abmessungen der Pfofenleisten wie das *XBee*-Modul hat und auch von der Pinbelegung kompatibel ist. So können beide Module einfach gegeneinander ausgetauscht werden.

In Abbildung B.2 sieht man die Reichweite und Datenübertragungsrate verschiedener draht-

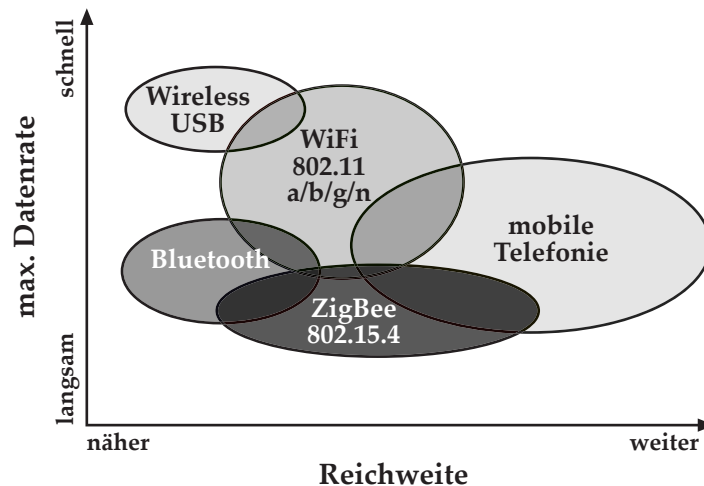


Abbildung B.2: Vergleich verschiedener drahtloser Übertragungstechnologien (reproduziert aus [Gis08])

loser Datenübertragungsstandards aufgetragen. Man sieht, dass die beiden verwendeten Standards *Bluetooth* und *ZigBee* eine ähnliche Datenübertragungsrate haben, die im Vergleich mit anderen Standards eher gering ausfällt. Es ist aber möglich, Daten seriell mit 115.000 *kbs* zu übertragen. Weiterhin benötigen die beiden Übertragungsverfahren nicht viel Energie zum Sender, was sich – besonders bei *Bluetooth* – in der Sendereichweite spiegelt. Diese ist für die hier vorgestellten Anwendungen aber wiederum völlig ausreichend, da sich Empfänger und Sender nur wenige Meter voneinander entfernt befinden und beide Standards den Anforderungen genügen. Der weitere Vorteil ist, dass sich über fertige Module oder Bausteine die einfache Möglichkeit der Integration in Mikrocontroller-Schaltungen realisieren lässt und sich die Module für den Mikrocontroller als serielle Schnittstelle ansprechen lassen. Dies bietet den Vorteil, dass hier auf die gleichen Funktionen wie bei einer normalen seriellen Schnittstelle zurück gegriffen werden kann. Für den Programmierer besteht kein Unterschied in der Handhabung. Für die Verbindung mit dem Mikrocontroller werden vier Datenleitungen benötigt: Beide Module haben zwei Datenübertragungsleitungen: *RxD* und *TxD*. Weiterhin werden bei beiden Modulen die Leitungen *CTS* und *RTS* zur

Flusskontrolle benutzt. Das Abholen und Senden der Daten im Mikrocontroller erfolgt dann über eine Interrupt-Steuerung.

B.2.4.1 Zigbee-Modul XBee



Abbildung B.3: XBee Modul mit Drahtantenne

Das Zigbee-Modul *XBee* der Firma *Digi International Inc.* ist so konstruiert, dass es direkt über zwei Pfostenleisten mit Rastermaß 2 mm in ein eigenes Schaltungslayout integriert werden kann, wie aus Abbildung B.3 hervorgeht. Das Modul ist mit verschiedenen Antennenformen verfügbar – mit Chipantenne, Drahtantenne und einer SMA-Buchse zum Anschluss einer externen Antenne. Außerdem kann zwischen zwei verschiedenen Sendeleistungen gewählt werden: Für die Variante *Xbee* mit 1 mW Sendeleistung wird vom Hersteller eine Reichweite von 30 m angegeben. Die Variante *XBee Pro* hat hingegen eine Sendeleistung von 10 mW und eine Reichweite von 90 m . Die erhöhte Sendeleistung geht auch mit einer größeren Bauform einher. Beide Module sind jedoch von den Steckerleisten her kompatibel und somit gegeneinander austauschbar, da auch genug Bauraum auf der Hauptplatine der Auswertungs elektronik vorgesehen ist. Auch die Übertragungsrate des Senders ist mit 250 kbps bei beiden Modulen gleich. Um das Modul in Betrieb zu nehmen, brauchen lediglich die Spannungsversorgung und die Signalleitungen der seriellen Datenübertragung angeschlossen zu werden. Die übrigen Funktionen des Moduls werden für die hier beschriebene Auswertungs elektronik nicht benötigt und sind auf der Hauptplatine nicht verbunden. Das *XBee-Modul* befindet sich werksmäßig nach dem Einschalten in einem *transparenten Betriebszustand*. Dies bedeutet, dass alle über die serielle Schnittstelle eingehenden Zeichen über die Funkverbindung gesendet werden. Für eine Konfiguration des Moduls steht ein spezielles Programm zur Verfügung. Hier können alle Parameter geändert werden. Ebenso ist es möglich, das Modul in einen Programmiermodus (*command mode*) zu versetzen. Hierzu werden drei Pluszeichen (+++) an die serielle Schnittstelle gesendet. Um zu verhindern, dass der Programmiermodus während der Datenübertragung zufällig aktiviert wird, darf während einer definierten Zeit vor und nach dem Senden der beschriebenen Zeichenfolge

(diese Zeiten werden *guard times* genannt) kein Zeichen gesendet werden. Das Modul bestätigt den Eintritt in den Programmiermodus durch Senden der Zeichenfolge OK<CR>. Es kann nun über AT-Befehle wie ein Modem konfiguriert werden. Der Programmiermodus wird nach einer festgelegten Zeit automatisch verlassen, wenn keine Konfigurationsbefehle gesendet werden. Das Modul kehrt dann wieder in den *transparenten Modus* zurück.

Das Modul braucht keine Verbindung zu einem Empfänger aufzubauen. Es sendet die empfangenen Zeichen im *transparenten Modus* direkt über die Funkverbindung. Werden die Daten von einem zweiten, sich in Empfangsreichweite befindlichen XBee-Modul empfangen, dann werden sie über die serielle Schnittstelle dieses Moduls ausgegeben. Für den Anschluss an einen PC steht ein Adapterboard des Herstellers zur Verfügung, das an eine serielle Schnittstelle angeschlossen werden kann und die Daten aus den Logikpegeln des Moduls wieder im Standard EIA-232 beschriebenen Signalpegel zurückwandelt.

B.2.4.2 Bluetooth-Modul LMX9838

Als Alternative zu dem vorgestellten XBee-Modul ist ein Bluetooth-Chip des Typs LMX 9838 der Firma *National Semiconductor* getestet worden. Der Chip wird in einem BGA-Gehäuse mit den Abmessungen von $10 \times 17\text{mm}$ geliefert. Darin befinden sich neben dem Bluetooth 2.0 Basisband-Controller die zugehörige Antenne und verschiedene Bausteine für Schnittstellen nach außen. Neben der seriellen Schnittstelle bietet das Modul auch zwei digitale Ein- bzw. Ausgänge und eine Schnittstelle zur Übertragung von Audiosignalen. Da die letzten beiden Funktionen aber nicht verwendet werden, wird auch nicht näher darauf eingegangen. Um den Chip gegen das vorher beschriebene ZigBee-Modul austauschbar zu machen, ist eine Adapterplatine realisiert worden, die in Anschlusskonfiguration und Größe mit der des XBee-Moduls übereinstimmt. Dabei sind die Spannungsversorgung sowie die vier benötigten Leitungen für die serielle Schnittstelle ausgeführt. Ferner befinden sich passive Komponenten und zwei Status-LEDs auf der Platine.

Das Bluetooth-Modul muss nach dem Starten erst eine Verbindung mit einem PC aufbauen, um Daten senden zu können. Die genaue Vorgehensweise findet sich dabei in der zum Bluetooth-Baustein gehörenden Application-Note [Nat11]. Bei erfolgreicher Verbindung wird das Modul am PC dann direkt als serielle Schnittstelle erkannt und verwendet.

B.2.4.3 Zusammenfassung

Beide vorgestellten Module sind in der Lage, die Datenübertragung zu übernehmen. Sie haben beide ihre Vor- und Nachteile. Das XBee-Board ist einfach in Betrieb zu nehmen: Nach dem Einschalten werden die Befehle direkt über die Funkverbindung gesendet und von jedem in Reichweite befindlichen Modul empfangen. Hier ist kein Programmierungsaufwand nötig. Das Bluetooth-Modul dagegen muss erst eine Verbindung zu einem dedizierten Empfänger aufbauen. Dies ist vom Bluetooth-Standard so vorgesehen. Dadurch ist aber

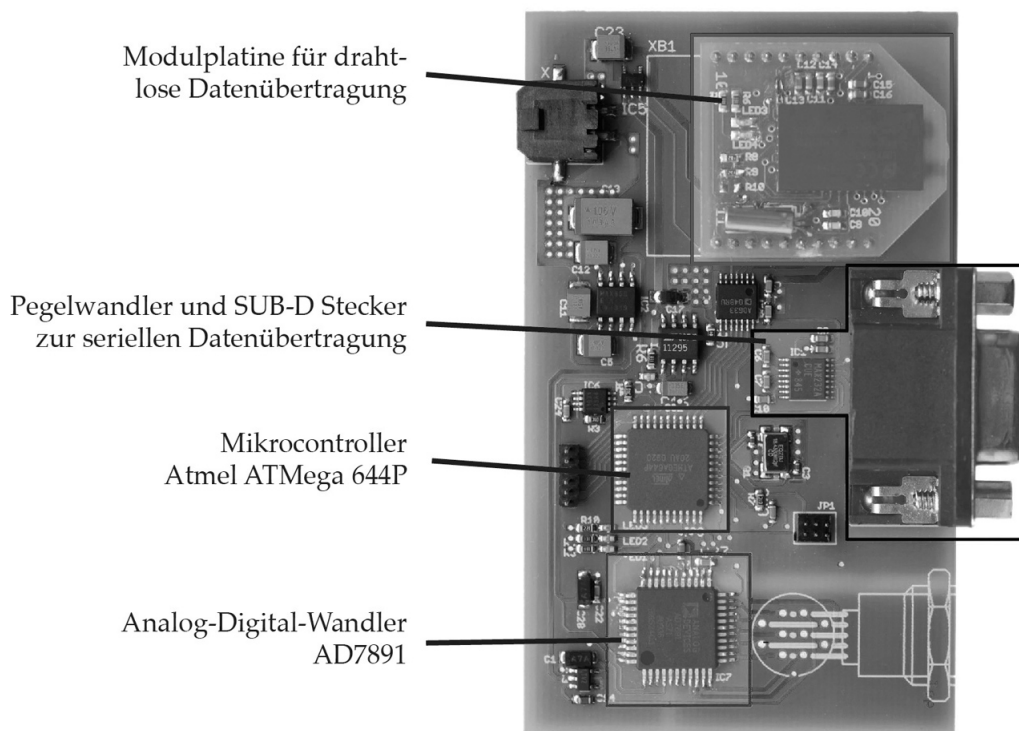


Abbildung B.4: Aufgebaute Hauptplatine der Auswertungselektronik

gewährleistet, dass sich der gewünschte Empfänger in Reichweite befindet, der eine eindeutige Bluetooth-Adresse hat, die aus sechs Byte besteht. Allerdings muss das Gerät somit erst gekoppelt werden. Ferner muss die Bluetooth-Adresse des Empfängers bekannt sein oder es muss zwischen verfügbaren Empfängern ausgewählt werden. Die Überprüfung, ob ein Empfänger mit einer bestimmten Adresse anwesend ist, kann beim *XBee* Modul nur dadurch überprüft werden, dass durch das Senden eines bestimmten Befehls eine bestimmte Antwort des Empfängers ausgelöst wird. Wird die Antwort empfangen, weiß die Auswertungselektronik, dass dieser Empfänger sich in Reichweite befindet.

B.2.5 Realisierung

Die Platine für die Auswertungselektronik wurde mittels der Software *EAGLE* erstellt und anschließend auf einer doppelagigen Platine integriert. Abbildung B.4 zeigt die aufgebaute Platine. In der Abbildung sieht man die wichtigen Funktionsbausteine farbig markiert und beschriftet. Die Platine ist dargestellt mit dem angesteckten Bluetooth-Datenübertragungsmodul. Fast alle Bauteile sind in SMD-Technik ausgeführt, was zu einer kleinen Baugröße führt. Die Platine hat Außenabmaße von $50 \times 85 \text{ mm}^2$. Im rechten unteren Teil ist die Möglichkeit vorgesehen, einen Stecker des Typs *Lemo ECG.1B.310.CLV* zum Anschluss der Verstärkerplatine einzulöten. Auf der Unterseiten befinden sich zwei Masseflächen für den digitalen

und analogen Teil der Schaltung. Sie sind nur über eine dünne Leitung verbunden. An dieser Stelle sind auf der Oberseite die Leitungen für die gemeinsame Spannungsversorgung durchgeführt. So wird sichergestellt, dass sich Störungen nicht vom digitalen auf den analogen Schaltungsteil übertragen.

B.3 Verstärkerplatine

Wie bereits erwähnt, ist die Verstärkerplatine als eigenständiges, anwendungsspezifisches Bauteil ausgelegt und wird mittels einer zehnnadrigen Leitung mit der Hauptplatine über einen Steckkontakt verbunden. Die Messleitung wird auf der Verstärkerplatine aufgelötet. Über sie werden die sieben verstärkten Sensorsignale sowie die positive und negative Versorgungsspannung für die sich auf der Verstärkerplatine befindlichen Operationsverstärker übertragen. Dabei werden Masse, $+5\text{ V}$ und -5 V übertragen. Die im Folgenden vorgestellte Verstärkerplatine ist für die Charakterisierung der Auswertungselektronik ausgelegt und hergestellt worden.

Ziel der Verstärkung ist es, die Ausgangsspannung eines Sensors im Bereich von 0 mV bis 125 mV so zu skalieren, dass ein möglichst großer Teil des Eingangsbereichs des Analog-Digital-Wandlers ausgenutzt wird. Der verwendete Analog-Digital-Wandler kann Eingangsspannungen in einem Bereich von -5 V bis $+5\text{ V}$ verarbeiten. Um diesen Bereich mit der geringeren, stets positiven Ausgangsspannung des Sensors abzubilden, muss neben der Verstärkung auch eine konstante Spannung subtrahiert werden. Dies ist durch einen mehrstufigen Verstärker erreicht worden, wie er in Abbildung B.5a dargestellt ist. Die erste Verstärkerstufe bildet ein Instrumentenverstärker des Typs *Texas Instruments INA126E*, mit dem das positive Ausgangssignal so verstärkt wird, dass der Bereich von 0 bis 5 V abgedeckt wird. Der Verstärkungsfaktor wird mittels des externen Widerstandes R_G eingestellt, wohingegen die anderen, nicht bezeichneten Widerstände intern realisiert sind. Die Verstärkung berechnet sich mittels der Gleichung [Tex05]:

$$v = 5 + \frac{80\text{ k}\Omega}{R_G} \quad (\text{B.1})$$

Mit dem realisierten Widerstand $R_G = 2,7\text{ k}\Omega$ ergibt sich ein Verstärkungsfaktor von $v = 34,63$. Mit dem nachgeschalteten Differenzverstärker wird das Signal nochmalig um den Faktor zwei verstärkt. Gleichzeitig werden 5 V subtrahiert, sodass sich der gewünschte Ausgangsspannungsbereich von -5 V bis $+5\text{ V}$ ergibt. Um dies zu erreichen, muss die Spannung $U_{\text{Offset}} = 2,5\text{ V}$ betragen. Zur Realisierung des Differenzverstärkers wird ein Operationsverstärker des Typs *OPA743* verwendet. Die Spannung U_{Offset} wird mittels eines Präzisionsspannungsteilers mit nachgeschaltetem Spannungsfollower realisiert. Die Übertragungsscharakteristik ist über den folgenden Versuchsaufbau charakterisiert worden: Die Span-

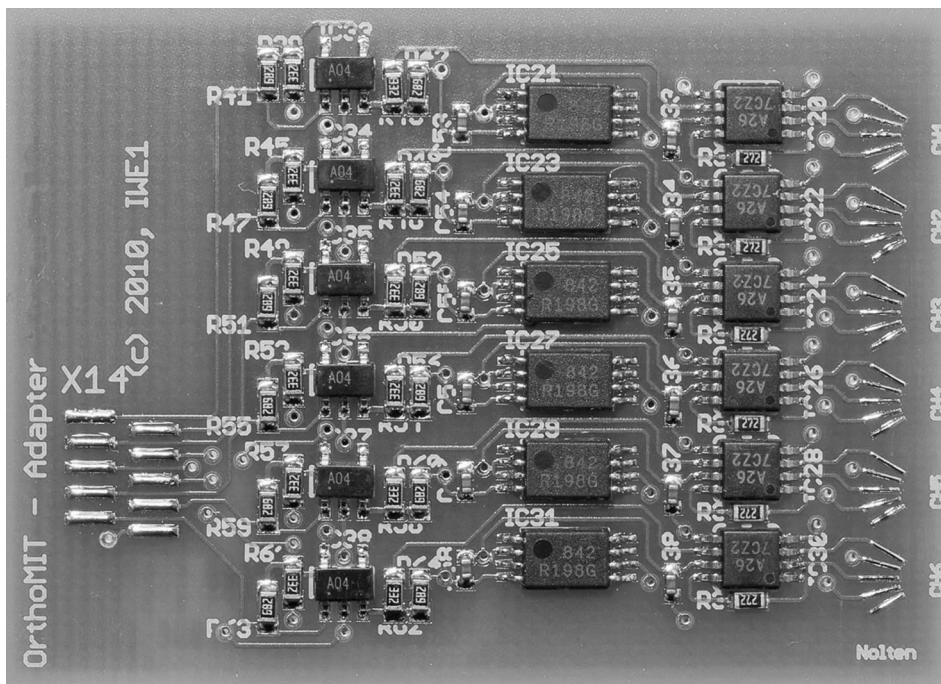
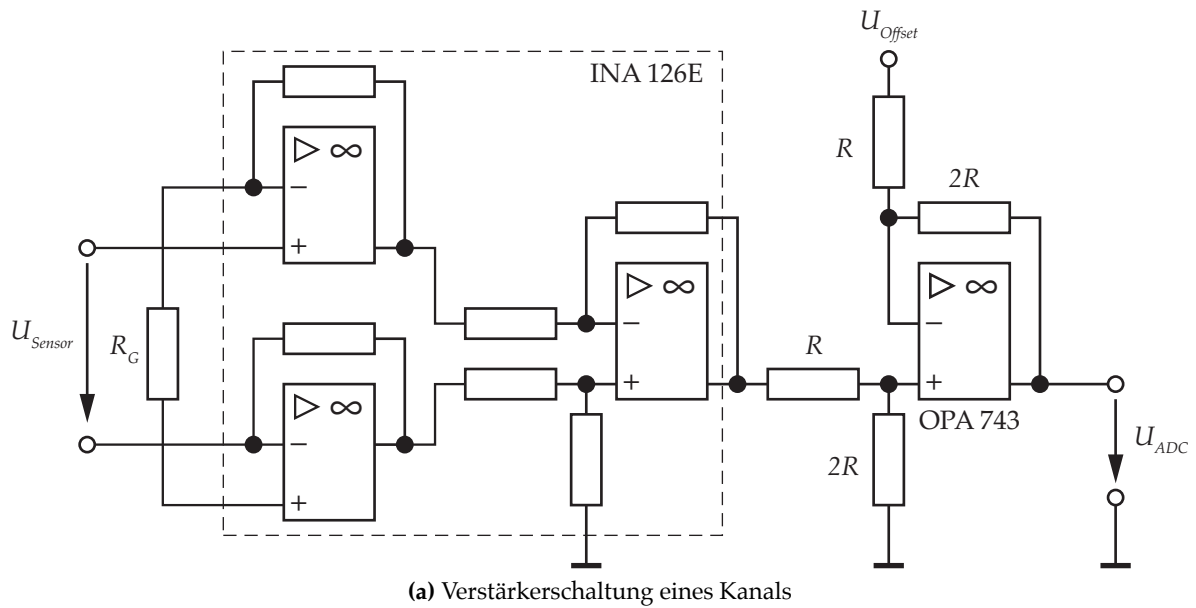


Abbildung B.5: Vereinfachter Schaltplan und Foto der realisierten Verstärkerplatine

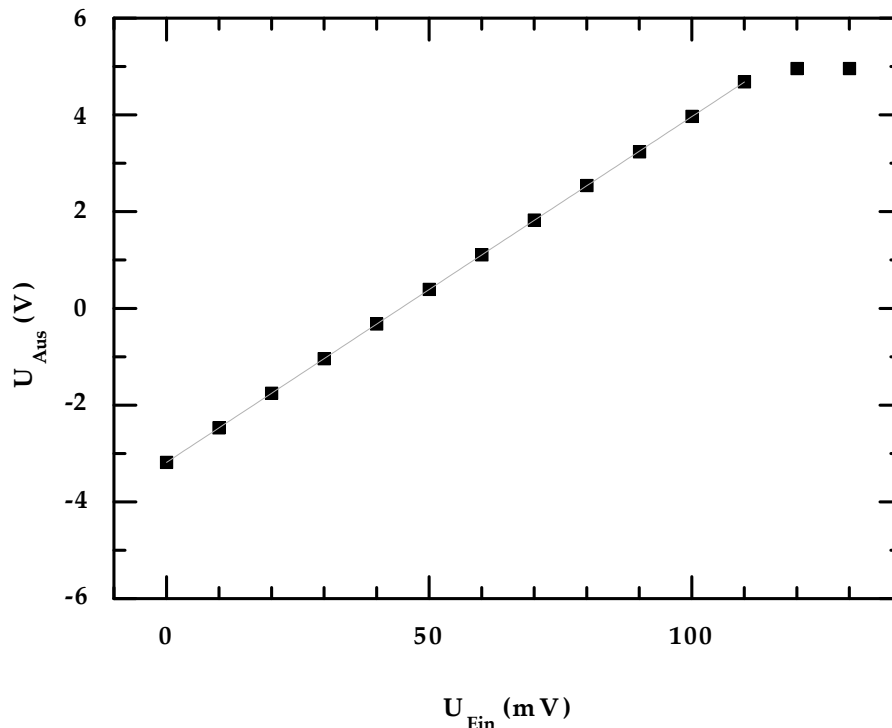


Abbildung B.6: Übertragungsverhalten der Auswertungs elektronik mit der vorgestellten Auswertungs elektronik

nungsversorgung der Platine mit $\pm 5 \text{ V}$ ist über ein Labornetzgerät des Typs *Agilent E3647A* realisiert worden. Die Eingangsspannung ist über eine Präzisionsspannungsquelle des Typs *Digistant DC-Standard Typ6401* im Bereich von 0 bis 130 mV eingestellt und über ein Multimeter des Typs *Keithley 2701* gemessen worden. Die Ausgangsspannung ist über ein zweites Multimeter *Keithley 2700* gemessen worden. Die Ergebnisse sind in Abbildung B.6 in einem Diagramm aufgetragen: Bis zu einer Eingangsspannung von 110 mV erkennt man ein lineares Übertragungsverhalten der Schaltung. Bei den beiden letzten Messpunkten erkennt man, dass die Verstärkerschaltung übersteuert und das Ausgangssignal die maximal erreichbare Spannung beträgt. Weiter ist zu sehen, dass sowohl die Subtraktion als auch die Verstärkung wie gewollt funktionieren. Ein identisches Verhalten zeigt sich ebenfalls für die Messung der Ausgangsspannung mittels der Auswertungs elektronik: Hier wird die gleiche Übertragungscharakteristik erreicht.

B.4 Mikrocontrollerprogramm

B.4.1 Serielle Kommunikation

Über die serielle Schnittstelle – entweder kabelgebunden oder drahtlos – kann der Benutzer mit der Auswertungs elektronik kommunizieren. Zum einen können so Befehle zur Konfi-

guration der Auswertungselektronik oder zur Abfrage von Messwerten gesendet werden. Zum anderen werden die Messwerte über diesen Weg zur Verfügung gestellt. Dazu ist das

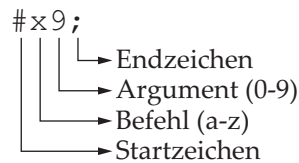


Abbildung B.7: Aufbau eines Befehls zum Senden an die Auswertungselektronik

in Abbildung B.7 dargestellte Format für die Befehle definiert worden. So wird gewährleistet, dass der richtige Befehl gesendet wird. Ein Befehl hat immer die Länge von vier Zeichen. Dabei wird ein # als Startzeichen und ein ; als Endzeichen verwendet. Das zweite Zeichen definiert den Befehl und als drittes Zeichen wird ein Argument für den Befehl gesendet. Das Befehlszeichen ist in jedem Fall ein Kleinbuchstabe und das Argument eine Zahl zwischen 0 und 9. Das Argument wird von einigen Befehlen nicht verwendet, muss aber trotzdem gesendet werden – der Wert ist dann beliebig. Die realisierten Befehle sind

Tabelle B.1: Befehle zur Kommunikation mit der Auswertungselektronik

Befehlszeichen	Argument	Beschreibung	Rückgabewert
a	0...6	Aktiviert den als Argument angegebenen Kanal des AD-Wandlers zum Messen.	Bei erfolgreicher Ausführung wird derselbe Befehl zurückgesendet, ansonsten eine 9 als Argument.
d	0...6	Deaktiviert den als Argument angegebenen Kanal des AD-Wandlers zum Messen.	Bei erfolgreicher Ausführung wird derselbe Befehl zurückgesendet, ansonsten eine 9 als Argument.
s	0 od. 1	Es werden für die aktivierten Kanäle einmalig Messwerte zurückgegeben. Bei Angabe einer 0 werden die Messwerte auf der kabelgebundenen seriellen Schnittstelle gesendet, bei einer 1 auf der drahtlosen Schnittstelle.	Bei einer fehlerhaften Eingabe oder einer nicht bereiten drahtlosen seriellen Schnittstelle (wenn Werte hier angefragt werden), wird der Befehl mit einer 9 als Argument zurückgegeben. Ansonsten erfolgt die Ausgabe der Messwerte.
c	0 od. 1	Die Ausgabe kontinuierlicher Messwerte wird über diesen Befehl ein- und ausgeschaltet. Die Auswahl der Schnittstelle erfolgt analog zur Einzelmessung über den Befehl s.	Bei Anforderung über die drahtlose serielle Schnittstelle wird bei nicht aktivem Modul der Befehl mit Argument 9 zurückgesendet. Ansonsten erfolgt dauerhaft die Ausgabe der Messwerte der aktuellen Kanäle
w	0 od. 1	Schaltet die drahtlose serielle Schnittstelle ein (1) oder aus (0). Dies wird durch Ein- und Anschalten der Versorgungsspannung erreicht. Es werden beide Module gesucht, indem versucht wird sie anzusprechen, wobei eine korrekte Antwort erwartet und ausgewertet wird.	Bei erfolgreichem Ein- und Ausschalten wird der gleiche Befehl wieder zurückgesendet. Wird kein Modul erkannt, so wird eine 9 als Argument zurückgesendet.
b	–	Verbindet das Bluetooth-Modul mit einem Host und versetzt die Schnittstelle in einen transparenten Modus (alle empfangenen Zeichen werden über die serielle Schnittstelle weitergesendet)	Bei erfolgreicher Durchführung wird der Befehl mit einer 0 im Argument zurückgesendet. Bei nicht erfolgreicher Verbindung wird eine 9 im Argument gesendet.
t	–	Gibt die aktuell vom Temperaturbaustein gemessene Temperatur zurück.	Rückgabe der Temperatur.

in Tabelle B.1 zusammengefasst. Generell wird bei Befehlen, die keine Ausgabe von Daten

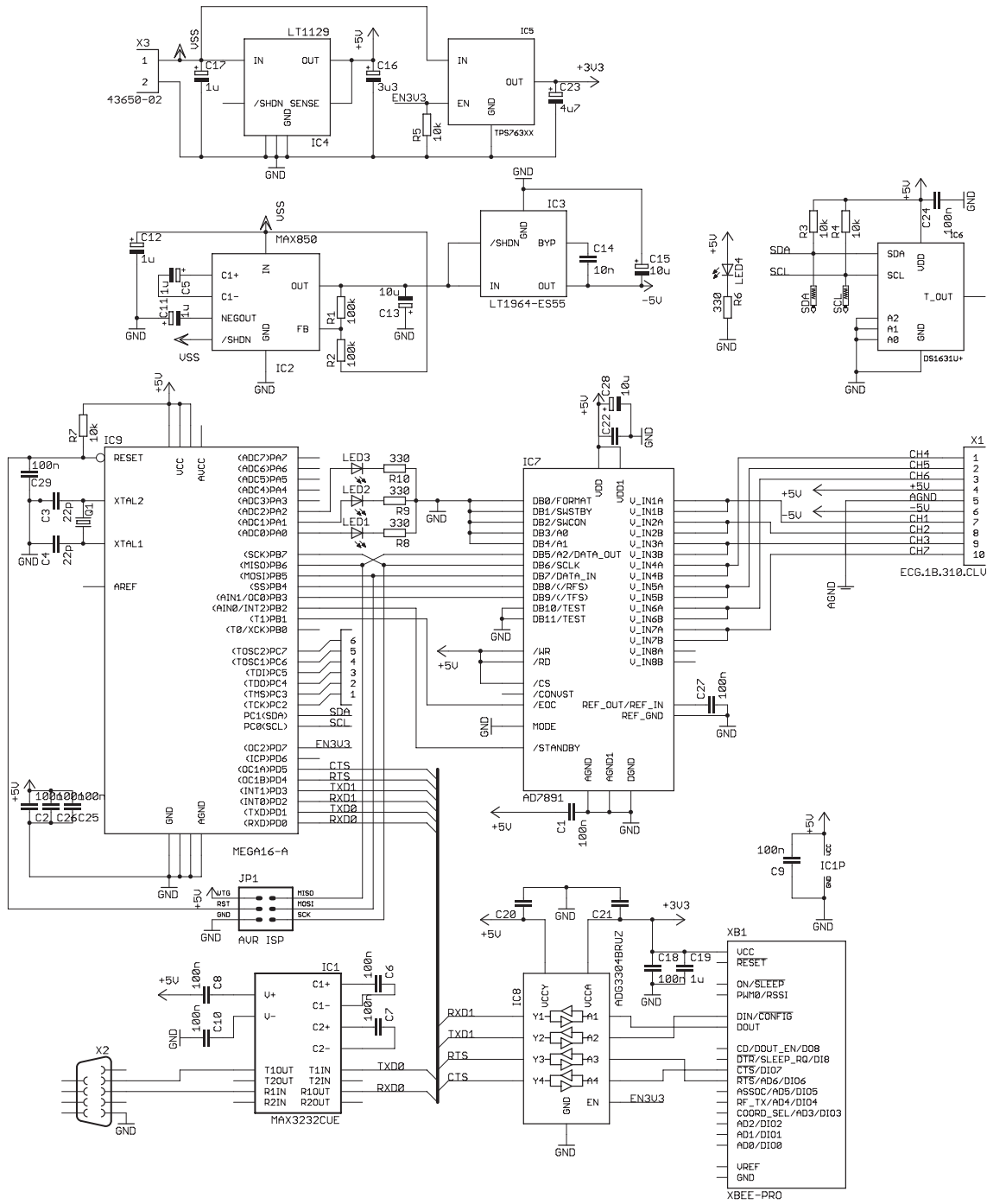
zum Ziel haben, bei erfolgreicher Durchführung der gleiche Befehl als Echo wieder über die serielle Schnittstelle zurückgesendet. Bei nicht erfolgreicher Durchführung – beispielsweise aufgrund eines falschen Arguments – wird eine 9 als Argument des gesendeten Befehls zurückgesendet. Bei Befehlen, die Messwerte zurückgeben, erfolgt direkt die Rückgabe der Daten. Sie werden in folgendem Format gesendet: #x*i* nnnnnnnn; Dabei steht *x* für den benutzten Befehl, *i* für den Kanal und nnnnnnnn für den zurück gegebenen Messwert. Bei den Messwerten werden zyklisch die Werte der aktivierten Kanäle zurückgegeben. Der Befehl *b* wird benötigt, da die Bluetooth-Schnittstelle sich erst mit einem Host verbinden muss. Dies geschieht durch Senden dieses Befehls. Die Bluetooth-Adresse des Hosts ist eine Konstante im Mikrocontroller-Programm. Mit diesem Host wird die Verbindung aufgebaut. Für das XBee-Modul ist das Senden dieses Befehls nicht möglich und nötig, da sich dieses Modul direkt nach dem Einschalten in einem transparenten Zustand befindet. Es sendet dann automatisch die Befehle und muss keine Verbindung zu einem Empfänger aufbauen.

B.4.2 Drahtlose serielle Schnittstelle

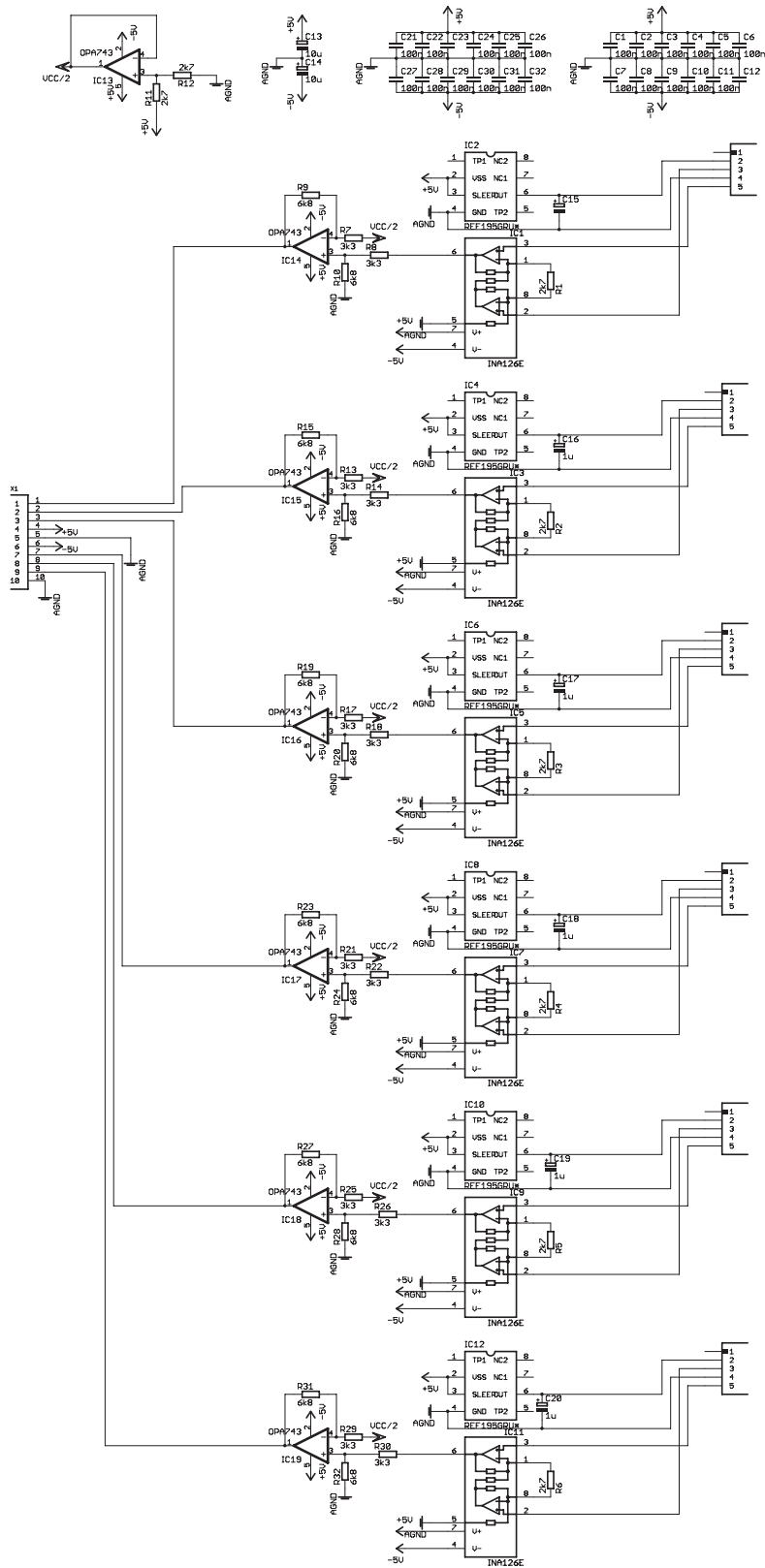
Bei der Aktivierung der drahtlosen Moduls wird automatisch das eingesetzte Modul erkannt. Dazu wird zunächst versucht, das Bluetooth-Modul zu erkennen. Dieses sendet nach einer Initialisierungsphase einen Befehl über die serielle Schnittstelle – das so genannte *SimplyBlue Ready Event*. Wird dieser Befehl innerhalb einer festgelegten Zeit empfangen, dann ist das Modul erkannt. Wird kein Modul gefunden, so wird versucht, das XBee-Modul zu erkennen. Wie bereits beschrieben, befindet sich dieses Modul nach dem Einschalten in einem transparenten Modus, bei dem alle Befehle über die serielle Schnittstelle gesendet werden. Zum Erkennen des Moduls wird versucht, das Modul in den Programmiermodus zu versetzen, wie in Abschnitt B.2.4 beschrieben. Ist das Modul vorhanden, sendet es einen Antwort-String zur Bestätigung, welcher dann ausgewertet wird. Wird keines der beiden Module erkannt, wird – wie in Tabelle B.1 beschrieben – der eingegebene Befehl mit einer 9 im Argument über die serielle Schnittstelle an den Benutzer ausgegeben.

B.5 Schaltpläne

B.5.1 Hauptplatine



B.5.2 Verstärkerplatine



Abbildungsverzeichnis

1.1	Aufbau und Elemente eines Messsystems	2
2.1	Erster serienmäßig hergestellter DMS System Ruge.	6
2.2	Bauarten von Dehnungsmessstreifen	8
2.3	Piezoresistive Dehnungsmessstreifen auf Polyimidfolie (aus [NAS01]).	8
2.4	Ultradünne Dehnungsmessstreifen aus polykristallinem Silizium.	10
2.5	Aufbau und Funktionsweise eines piezoresistiven Drucksensors	12
2.6	Mögliche Freiheitsgrade bei Kräften und Momenten.	15
2.7	Einfacher elastischer Federkörper für einen Kraftsensor.	16
2.8	Miniaturisierter Mikrotaster: Aufbau des Mikrotasters und Anordnung der piezoresistiven Sensoren auf der Silizium-Membran.	17
2.9	Prinzipieller Aufbau einer Stewart-Plattform	18
2.10	Schematische Darstellung einer Hüft- und Knie-Totalendoprothese und de- ren Platzierung in Oberschenkelknochen und Becken bzw. Schienbein.	20
2.11	Modifiziertes Hüftimplantat von Davy et. al. zur Messung der auftretenden Belastungen am Schaft des Implants in axialer Richtung (AX) und der trans- versalen Belastungen in der Prothesenebene (IP) und orthogonal dazu (OP).	22
2.12	Prinzip der der Signalwandlung zum Auslesen von DMS für instrumentierte Hüftimplantate nach Kotzar et al.[KDG ⁺ 91].	23
2.13	Modifiziertes Knieimplantat zur <i>in-vivo</i> -Messung von durch den Gang auf- tretenden Belastungen an beiden Kondylen (reproduziert aus [DTA ⁺ 05]).	25
2.14	Schnittmodell eines instrumentieren Knieimplantats zur Kraftmessung (be- arbeitet aus [AHSR08]).	26
2.15	Für die intrakorporale Kraftmessung instrumentierter Hüftnagel mit subku- taner Energieversorgung in einem separaten Gehäuse (aus [BDM ⁺ 00]).	28
2.16	Probeinlay für das <i>soft tissue balancing</i> bei der Implantation einer Knieendo- prothese (überarbeitet aus [CMF ⁺ 05])	30
2.17	Mit Sensorik zur Positionserkennung der Scherenklingen und Kraftmessung ausgestattete laparoskopische Schere.	32
2.18	Mit optischen Sensoren und Dehnungsmessstreifen ausgestattete laparosko- pische Instrumente zur Erkennung einer Ischämie (aus [FAS ⁺ 06]).	33

2.19 Robotisches Operationssystem <i>MiroSurge</i> des Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR).	34
3.1 Definition der Koeffizienten des Spannungstensors.	37
3.2 Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines duktilen Werkstoffes (hellgraue Kennlinie) und eines spröden Werkstoffes (dunkelgraue Kennlinie)	39
3.3 Rechteckiger Leiter mit einer Dehnung in x_1 -Richtung	43
3.4 Relativer Fehler der Widerstandsänderung durch Linearisierung über das totale Differenzial	44
3.5 Veränderung der Ausprägung des piezoresistiven Effekts mit der Dotierung und Temperatur für p-dotiertes Silizium (aus [GHZ94])	46
3.6 Schematische Darstellung einer Anordnung von mechanischer Spannung σ und Stromdichtevektor j zur Repräsentation des longitudinalen und transversalen piezoresistiven Koeffizienten	48
3.7 Werte des longitudinalen und transversalen Koeffizienten in Abhängigkeit der Kristallrichtung	50
3.8 Banddiagramm bei der Ausbildung einer Schottky-Barriere zwischen Metall und p-dotiertem Halbleiter	51
3.9 Schematischer, vereinfachter Aufbau eines DMS	52
3.10 Dehnungsübertragung vom Messobjekt auf den Dehnungsmessstreifen durch den Klebstoff	57
3.11 Einteilung der Klebstoffe nach ihrem Abbinde Mechanismus	58
3.12 Schematische Darstellung der Abdeckung eines DMS	60
3.13 Messung des Wertes eines Widerstandes nach der Vierdraht-Methode	60
3.14 Mögliche Freiheitsgrade bei Kräften und Momenten.	63
3.15 Schematische Darstellung eines elastischen Federkörpers mit Sensorelementen	65
3.16 Aufbau und Arbeitsweise eines Kraftsensors mit elastischem Federkörper mit vier axialen Biegebalken zur Kraftmessung in sechs Freiheitsgraden.	66
4.1 Schematische, vereinfachte Prozessreihenfolge der Sensorfolien für metallische Dehnungsmessstreifen - Haftvermittlerschichten sind der Übersicht halber vernachlässigt und Dicken nicht maßstabsgetreu aufgetragen	70
4.2 CAD-Modell und lichtmikroskopische Aufnahme des entwickelten piezoresistiven Dehnungsmessstreifens	73
4.3 Schematische Aufsicht auf einen piezoresistiven Dehnungsmessstreifen-Chip	73
4.4 Abhängigkeit zwischen spezifischem Widerstand und Dotierstoffdichte (aus [Sze81], bearbeitet)	74

4.5	Schematische Darstellung der Prozessierung der piezoresistiven DMS in Silicon-On-Insulator-Scheiben. Unten in der Abbildung ist der Schnittverlauf dargestellt, der in den Schnitten (a) bis (e) verwendet wurde.	76
4.6	Einige im Rahmen dieser Arbeit hergestellte DMS-Folien	77
4.7	Relevante Maße eines hergestellten Einzel-DMS	78
4.8	Rotation des Koordinatensystems zur Betrachtung der mechanischen und piezoresistiven Eigenschaften in [100]-Richtung	80
4.9	Parametrische Maße für unterschiedliche Formen der hergestellten Dehnungsmessstreifen	82
4.10	Simulierte Widerstandswerte der piezoresistiven DMS	83
4.11	Widerstandsschweißen: Prozess und hergestellte Verbindung.	84
4.12	Prozess des Anlötens von Anschlussleitungen an Sensor- und Kontaktfolien.	86
4.13	Aufbau und Verbindungstechnik für piezoresistive Dehnungsmessstreifen	87
4.14	Kontaktierungsfolie zur Charakterisierung der piezoresistiven Dehnungsmessstreifen.	89
5.1	Kennlinie eines einseitig fest eingespannten Biegebalkens	92
5.2	Schnittreaktionen an einem Biegebalken	93
5.3	Schematischer Aufbau des Biegemessstandes	95
5.4	Bilder des Biegemessstandes	96
5.5	Schematische Darstellung des Messstandes zur Bestimmung der Temperaturabhängigkeit der Dehnungsmessstreifen.	97
5.6	Ablauf einer Temperaturmessung.	98
5.7	Aufbau und Temperaturverlauf bei Versuchen zur Sterilisation mittels feuchter Hitze.	99
5.8	Schematischer Aufbau einer Transfer-Length-Method (TLM) Struktur zur Bestimmung des Kontaktwiderstandes zwischen Metallisierung und Halbleiter und typisches Ergebnis einer Messung. (reproduziert aus [Sch06])	101
5.9	cTLM-Strukturen zur Bestimmung des Kontaktwiderstandes zwischen Metall-Kontaktfläche und Halbleiter. Metallisierte Flächen sind grau dargestellt	102
5.10	Messungen zur Bestimmung des k-Faktors der metallischen DMS	104
5.11	Anordnung der vier Dehnungsmessstreifen für Sterilisationsversuche auf dem Probekörper.	106
5.12	Ergebnisse der Sterilisationsversuche mit den untersuchten Klebstoffen. (Anfang)	108
5.12	Ergebnisse der Sterilisationsversuche mit den untersuchten Klebstoffen. (Fortsetzung)	109
5.13	Vergleich zwischen gemessenen und simulierten Widerständen für verschiedene Varianten der piezoresistiven DMS.	110

5.14	Ergebnisse des Biegeversuches zur Bestimmung des <i>k-Faktors</i> der piezoresis- tiven Sensoren.	112
5.15	Unterschied in der Bestimmung des Temperaturgangs durch Aufkleben des Sensors.	113
5.16	Spannungs-Strom-Kennlinie der Metall-Halbleiter-Kontakte der piezoresis- tiven Dehnungsmessstreifen.	114
5.17	Ergebnisse der Vermessung einer cTLM-Struktur. Der Schnittpunkt der Re- gressionsgerade mit der Ordinate ist der doppelte Wert des Kontaktwider- standes	114
5.18	Normale elastische Dehnung in Richtung der x-Achse beim Biegeversuch mit aufgeklebtem piezoresistiven DMS.	116
6.1	Fräswerkzeug zur navigierten Entfernung von Knochenzement bei der Revi- sionshüftendoprothetik.	120
6.2	Aufbau und relevante Abmessungen des verwendeten Fräserschaftes im Quer- schnitt.	121
6.3	FEM-Simulation der mechanischen Spannung im Fräserschaft unter Einwir- kung einer externen Kraft <i>F</i> , welche eine Biegung hervorruft und die daraus resultierende Biegelinie.	122
6.4	Ersatzschaltbild der Verschaltung der verwendeten Dehnungsmessstreifen als Wheatstone'sche Brücke	124
6.5	Skizze der verwendeten DMS-Folie zur Messung der elastischen Verformung des Fräserschaftes.	125
6.6	Spannung der beiden Dehnungsmessstreifenbrücken am Fräserschaft in Ab- hängigkeit der Auslenkung der Fräserspitze	126
6.7	Elastischer Federkörper auf der Sensorcliphalterung, welche an einem Test- balken angebracht ist, und Profil der Halterung.	129
6.8	CAD-Zeichnung des Sensorclips	130
6.9	FEM-Simulation der Dehnungsverteilung im elastischen Federkörper des Sen- sorclips.	131
6.10	DMS-Sensorfolie für den Sensorclip.	133
6.11	Montierter Sensorclip mit Messleitung und Sensorfolie.	134
6.12	Charakterisierungsergebnisse des Sensorclips.	136
6.12	Charakterisierungsergebnisse des Sensorclips.	137
6.13	Elastischer Probekörper des universellen Kraft- und Momentensensors. . . .	141
6.14	Für den universellen Kraft- und Momentensensor entworfene Sensorfolie. . .	141
6.15	Elastischer Probekörper des universellen Kraft- und Momentensensors mit montierten Sensorfolien	142

6.16	Messung von zwei Belastungsfällen am universellen Kraft- und Momentensensor	144
6.17	Messaufbau und gewähltes Koordinatensystem zur Bestimmung der Komponenten der Kopplungsmatrix des Kraft- und Momentensensors.	145
6.18	Messergebnisse der Charakterisierung des universellen Kraft- und Momentensensors.	147
7.1	Sensorfolie für piezoresistive Dehnungssensoren in einer <i>Wheatstone'schen</i> Messbrücken Anordnung und in die Folie integriertem Temperatursensor.	152
B.1	Schematische Darstellung der Auswertungselektronik	177
B.2	Vergleich verschiedener drahtloser Übertragungstechnologien (reproduziert aus [Gis08])	180
B.3	XBee Modul mit Drahtantenne	181
B.4	Aufgebaute Hauptplatine der Auswertungselektronik	183
B.5	Vereinfachter Schaltplan und Foto der realisierten Verstärkerplatine	185
B.6	Übertragungsverhalten der Auswertungselektronik mit der vorgestellten Auswertungselektronik	186
B.7	Aufbau eines Befehls zum Senden an die Auswertungselektronik	187

Tabellenverzeichnis

3.1	Vereinfachungsvorschrift für Indizes im Hooke'schen Gesetz durch Symmetrie	40
3.2	Piezoresistive Koeffizienten für n- und p-dotiertes Silizium (aus [Kan91]) . . .	47
3.3	Longitudinale und transversale piezoresistive Koeffizienten für spezielle Orientierungen in kubischen Kristallen (aus [GHZ94])	49
3.4	Abmessungen eines realisierten Beispiel-Dehnungsmesssteifens	54
3.5	Materialparameter für verschiedene DMS-Konstruktionswerkstoffe	55
3.6	Messschaltungen für DMS in <i>Wheatstone'schen Messbrücken</i>	62
4.1	Technische Daten der verwendeten SOI-Wafer	74
4.2	Steifigkeitskoeffizienten für einkristallines Silizium. Die Werte der Koeffizienten c_{ij} sind für ein Koordinatensystem in $\langle 100 \rangle$ -Richtungen nach [HNK10] angegeben und die transformierten Werte a'_{ij} für die $[110]$ - Richtung bei (100)-Siliziumscheiben berechnet.	81
4.3	Varianten von untersuchten DMS	82
4.4	Schweißparameter zum Fügen eines Mikrokabels auf Sensorfolie mit Goldkontakten	85
5.1	Beispiele für Mindesttemperaturen und -zeiten zur Sterilisation mit Heißdampf aus DIN ISO/TS 17665-2:2009	99
5.2	Parameter für die temperaturabhängige Kennlinie eines Platinwiderstandes nach DIN EN 60751	104
5.3	Untersuchte Klebstoffe für Sterilisationsversuche und deren Eigenschaften . .	105
5.4	Ergebnisse der qualitativen Haftungsbewertung der verschiedenen Klebstoffe	109
6.1	Berechnete und gemessene Empfindlichkeitsfaktoren	125
6.2	Wesentliche Abmaße der DMS-Folie des Sensorclips.	132
B.1	Befehle zur Kommunikation mit der Auswertungselektronik	187

Lebenslauf

Ulrich Nolten

29.10.1977	geboren in Haan (Rhld.)
1984 – 1988	Grundschule Mittelhaan, Haan
1988 – 1997	Städtisches Gymnasium Haan
1997 – 1998	Grundwehrdienst in Hilden und Düsseldorf
1998 – 2000	Berufsausbildung als Industriemechaniker, Fachrichtung Geräte- und Feinwerktechnik (studienbegleitend)
1998 – 2003	Studium Kooperative Ingenieurausbildung Mechatronik an der Hochschule Bochum, Abschluss: Dipl.-Ing. (FH)
2003 – 2005	Studium „Biomedical Engineering“ an der RWTH Aachen, Abschluss: M.Sc.
2005 – 2010	Wissenschaftlicher Angestellter am Institut für Werkstoffe der Elektrotechnik, Lehrstuhl I der RWTH Aachen, Prof. Dr. rer. nat. W. Mokwa
seit 2011	Technischer Projektleiter für Leistungshalbleitermodule bei Infineon Technologies AG, Warstein

Veröffentlichungen

U. Nolten, M. Niggemeyer, K. Radermacher, W. Mokwa: Verbesserung der Fräsgenauigkeit bei der navigierten Kochenzemententfernung. Proc. BMT 2007, 41. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (DGBMT) im VDE: *Biomedizinische Technik* 52 (2007) *Ergänzungsband*

U. Nolten, W. Mokwa: Strain Gauge Foil for Measurement of Elastic Deformations in Orthopedic Milling Tools. *Proc. of the 7th IEEE Conference on SENSORS 2008*, October 26-29, Lecce, Italy, pp. 1476-1479 (2008), ISBN: 978-1-4244-2581-5

F. Schmidt, R. Elfring, U. Nolten, W. Mokwa, K. Radermacher: A new Intra-Articular Load Measuring Device for Ligament Balancing and Prosthesis Alignment in Total Knee Arthroplasty. *IFBME Proceedings*, Munich, 2009-9-7, p 331-332, ISBN 978-3-642-03905-8

U. Nolten, F. Schmidt, F. P. Firmbach, K. Radermacher, W. Mokwa: Sensor integrated tibial inlay for soft-tissue balancing. *Procedia Chemistry*, 1 (1), pp. 1251-1254, 2009.

U. Nolten, H. Kempf, U. Mattes, W. Mokwa: Force sensor clip for orthopedic applications, *Procedia Engineering*, 5, pp. 730-733, 2010, ISSN 1877-7058.

M. Niggemeyer, U. Nolten, S. Heger, K. Radermacher, W. Mokwa: Sterilizability evaluation of strain gauges for the use in an intraoperative environment. Proceedings of the 10th Annual Meeting of CAOS International, Versailles, France, 2010-6-16

F. Zimmermann, C. Schwenninger, U. Nolten, F. P. Firmbach, R. Elfring, K. Radermacher: A new approach to implant alignment and ligament balancing in total knee arthroplasty focussing on joint loads, *Biomed Tech*, 57, pp. 283-291, 2012

Danksagung

Diese Arbeit entstand im Rahmen meiner Arbeit als wissenschaftlicher Angestellter am Institut für Werkstoffe der Elektrotechniktechnik, Lehrstuhl I, der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen.

Da diese Arbeit ohne die Hilfe einiger Personen nicht möglich geworden wäre, möchte ich mich an dieser Stelle herzlich dafür bedanken.

Zunächst gilt mein besonderer Dank Herrn Professor Mokwa für die Betreuung der Arbeit und die Möglichkeit, das interessante Thema am Institut für Werkstoffe der Elektrotechnik bearbeiten zu können. Weiterhin danke ich Herrn Professor Schomburg für die Übernahme des Korreferats und dem damit meiner Arbeit entgegengebrachten Interesse.

Ebenfalls möchte ich mich bei Uwe Schnakenberg für die Beratung in wissenschaftlichen Fragen und die hilfreichen Hinweise bedanken. Auch meinen Kollegen, die mich als wissenschaftliche Mitarbeiter am Institut begleitet haben, möchte ich für die gute Zusammenarbeit und die kurzweilige Zeit danken. Den Kollegen der Elektronik-Werkstatt Jochen Heiss und Hartmut Pütz möchte ich für die großartige Unterstützung bei Elektronik-Fragen und bei der Herstellung von Leiterplatten danken. Ebenso bedanke ich mich bei den Kolleginnen und Kollegen des Zentrallabors für Technologie, die erst die Herstellung der vielen Sensoren ermöglicht haben.

Den Studienarbeitern und wissenschaftlichen Hilfskräften, deren Arbeit zu einem nicht unerheblichen Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat, möchte ich ebenfalls meinen Dank aussprechen. Dabei möchte ich vor allem bei Georg Sprenger mit seiner intensiven Arbeit an den Sterilisationsversuchen und Stephan Terheiden mit den Vorarbeiten zur Auswertungselektronik hervorheben.

Zudem bedanke ich mich bei allen Projektpartnern aus dem OrthoMIT-Projekt für die gute Zusammenarbeit. Hierbei möchte ich besonders Frauke Zimmermann und Martin Niggemeyer erwähnen.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie ganz herzlich bedanken: Meinen Eltern danke ich für die fortwährende Unterstützung während des Studiums und der Promotion. Bei meiner Frau Frauke möchte ich mich ganz herzlich für die Geduld und den Verzicht, aber auch die stetige Motivation bedanken, die sie mir während der Fertigstellung dieser Arbeit entgegen gebracht hat. Ohne ihre Unterstützung wäre diese Arbeit nicht fertig geworden.