

# EINSATZ FLEXIBLER KAPAZITIVER DRUCKSENSOREN IN INTELLIGENTEN IMPLANTATEN

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

vorgelegt von

Diplom-Ingenieurin  
**JUTTA MÜNTJES**  
aus Nürnberg

*Berichter:*

Universitätsprofessor Dr. rer. nat. Wilfried Mokwa  
Universitätsprofessor Michael Kraft, PhD

*Tag der mündlichen Prüfung:*  
08.05.2015

**Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online  
verfügbar.**



TILL MIN FAMILJ.



## KURZFASSUNG

---

Drucksensorimplantate für die drahtlose medizinische Überwachung von Herzinsuffizienz- oder Hypertoniepatienten können während der Herstellung oder Implantation in den Körper bei unzureichender Auslegung der Aufbau- und Verbindungstechnik starke Signalschwankungen aufgrund mechanischer Belastung aufweisen. Grund dafür ist die hohe Sensitivität der kapazitiven Siliziummembranen sowohl gegenüber Änderungen des Umgebungsdrucks als auch gegenüber mechanischen Spannungen im darunter liegenden Chipsubstrat. Durch Schleifprozesse lässt sich ein Siliziumsensor bis auf wenige Hundertstel Millimeter dünnen und so flexibilisieren und durch Plasmaätzen mit Grabenstrukturen versehen, die Bereiche größter Dehnung abseits der drucksensitiven Membranen definieren. Diese Maßnahmen verringern die Empfindlichkeit der Membranstrukturen auf unerwünschte Einflüsse und können sie sogar vollständig eliminieren.

## ABSTRACT

---

Pressure sensor implants for wireless monitoring of heart failure or hypertensive patients can show strong signal fluctuations due to mechanical stress during fabrication or implantation into the body when there is inadequate design of the assembly and interconnection technology. This is due to the high sensitivity of the capacitive silicon membranes both to changes in ambient pressure as well as to mechanical stresses in the underlying chip substrate. A silicon sensor can become flexible and jointed by thinning it down to a few hundredths of a millimeter and inserting trench structures by plasma etching that define areas of greatest strain off the pressure-sensitive membranes. These measures reduce and can even completely eliminate the sensitivity of the membrane structures on undesirable effects.



*Nicht das Beginnen wird belohnt,  
sondern einzig und allein das Durchhalten.*

KATHARINA VON SIENA

## DANKSAGUNG

---

Vielen Dank denjenigen, die an unzähligen Punkten zwischen Beginn und Fertigstellung dieser Arbeit entscheidenden Anteil hatten.

Herrn Professor Mokwa verdanke ich die Möglichkeit, diese Arbeit auf ein spannendes interdisziplinäres Projekt aufzubauen und die wissenschaftlichen und persönlichen Freiheiten, die mir in meiner Zeit am Institut zur Verfügung standen. Vielen Dank auch an Herrn Professor Kraft für die Übernahme des Koreferats und für die wertvollen Hinweise bei der Erstellung der Endfassung.

Alle festangestellten Mitarbeiterinnen und Mitarbeiter des IWE<sub>1</sub> haben durch ihre Unterstützung immer wieder zu guten Erkenntnissen und zum Durchhalten beigetragen. Besonderer Dank gilt Dagmar Marcantonio für gute Gespräche.

Holger Fassbender hat durch seine umfangreiche Einweisung in die Aufbau- und Verbindungstechnik am IWE dieser Arbeit eine gute Grundlage verschafft. Florian Franitza, Eugen Dering, Pierre Mann, Roland Fischer und Eduard Eifert haben mich als studentische Mitarbeiter mit ihrem Einsatz im Labor oder am Simulationsrechner und ihrer Sorgfalt unterstützt. Alle Doktorandenkolleginnen und -kollegen des IWE<sub>1</sub>, besonders meine Bürokollegen Christian Koch und Joachim Häfner, hatten in den meist richtigen Momenten gute Ideen oder ein offenes Ohr.

Stellvertretend für alle Kollegen aus Wissenschaft und Industrie möchte ich mich bei Michael Görtz und Norbert Kordas vom Fraunhofer IMS in Duisburg sowie Nina Cleven und Michael Pfennig vom Helmholtz Institut für Angewandte Medizintechnik der RWTH Aachen für die gute Zusammenarbeit bedanken.

Vielen Dank nicht zuletzt an Melanie, Stefan, Marion, Nils, Heide, Matthias, Julia und Maurice und alle lieben Freunde, Kollegen des ISEA und Ehemalige des IWE, die mir in Spielerunden, Institutsfeiern mit Anhang, Kindergruppen und Seminaren einen regelmäßigen Blick über den Tellerrand ermöglicht haben! Ebenso meine Familie in Aachens Nähe und Ferne, die mit Motivation zur Stelle war, sobald es eng wurde und meine Tochter Klara, die mich die wichtigen Dinge sehen lässt.

Benedikt: Keine Danksagung wäre komplett ohne Dich. Du weißt, wie viel ich Dir verdanke.





# INHALTSVERZEICHNIS

---

1	EINLEITUNG	1
2	DRUCKSENSOREN IN DER MEDIZIN	3
2.1	Intravasale Drucksensorsysteme	3
2.2	Kardiovaskuläre Drucksensorsysteme	4
2.2.1	CardioMEMS Heart Failure Sensor	9
2.2.2	Cardiovascular Stent	10
2.2.3	Chronicle	10
2.2.4	HeartPOD	13
2.2.5	ISSYS	14
2.2.6	LaDs	15
2.2.7	LVP-1000	15
2.2.8	Remon CHF	15
2.2.9	SAW-Sensor	16
3	GRUNDLAGEN	19
3.1	Silizium	19
3.1.1	Kristalleigenschaften	19
3.1.2	Mechanische Eigenschaften	20
3.2	Kapazitive Drucksensoren	22
3.2.1	Plattentheorie	22
3.2.2	Funktionsweise	25
4	TECHNOLOGIE	27
4.1	Siliziumprozesse	27
4.1.1	Lithographie	27
4.1.2	Siliziumbearbeitung	28
4.2	Aufbau- und Verbindungstechnik	30
4.2.1	Löten	30
4.2.2	Leitkleben	30
4.2.3	Drahtbonden	32
4.2.4	Flip-Chip-Bonden	34
5	ANWENDUNGEN	39
5.1	Hyper-IMS	39
5.1.1	Komponenten	39
5.1.2	Aufbau des Implantats	42
5.1.3	Kalibration	44
5.1.4	In-Vivo-Untersuchungen	47
5.2	LaDs	49
5.2.1	Komponenten	49
5.2.2	Materialuntersuchungen	51
5.2.3	Aufbau des Drucksensorkatheters	57
5.3	Herausforderungen für intelligente Implantate	58

5.4	Flexibler Drucksensor mit Rückseitenstrukturierung	60
6	SIMULATION	63
6.1	Konfiguration des Simulationsprogramms	63
6.1.1	Parameter	63
6.1.2	Geometrie	64
6.1.3	Materialparameter	64
6.1.4	Physikalische Modellierung	66
6.1.5	Vernetzung	66
6.1.6	Studiendefinition	67
6.2	Mechanische Modellierung	67
6.2.1	Statische Biegung	67
6.2.2	Grabenstruktur	68
6.3	Elektrische Modellierung	69
6.3.1	Plattenkondensator	70
6.3.2	Mikromechanische Druckdose	73
7	MESSUNGEN	77
7.1	Biegeversuche an gedünntem Silizium	77
7.1.1	Dicing by Thinning	77
7.1.2	Vierpunkt-Biegemessstand	78
7.1.3	Bruchfestigkeitsuntersuchungen	79
7.2	Biegeversuche an flexiblen Drucksensoren	80
7.2.1	Elektrische Kontaktierung flexibler Strukturen	80
7.2.2	Statischer Biegemessstand	81
7.2.3	Normierung der Ergebnisse	82
7.2.4	Einfluss der Rückseitenqualität	82
7.2.5	Messergebnisse	84
7.3	Biegeversuche an rückseitenstrukturierten Drucksensoren	89
7.3.1	Rückseitenstrukturierung	89
7.3.2	Probenbeschreibung	91
7.3.3	Messergebnisse	92
7.4	Fazit	96
8	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK	99
	Literaturverzeichnis	101
	Formelzeichen und Abkürzungen	113
	Abbildungsverzeichnis	116
	Tabellenverzeichnis	120
	Vita	122

## EINLEITUNG

---

Miniaturisierte kapazitive Drucksensoren, deren Kantenlänge mit dem Fortschreiten der Mikrosystemtechnik auf nur wenige hundert Mikrometer reduziert werden konnte, ermöglichen über die Integration in sogenannte intelligente Implantate eine invasive Druckmessung an gezielten Punkten innerhalb des Körpers. Langzeitüberwachung über derartige autarke Systeme liefert dem medizinischen Fachpersonal wertvolle Informationen für optimale Diagnosen und Therapien. Diese Arbeit stellt exemplarisch für das weitreichende Gebiet der Drucksensorik in der Medizin zwei Projekte vor, die in den vergangenen Jahren sowohl vor als auch im Verlauf dieser Arbeit für die Überwachung von Hypertonie- und Herzinsuffizienzpatienten entwickelt worden sind und deren Funktionsweise und Implantationsart sich in einigen Punkten unterscheidet. Ähnlich jedoch ist die kathetergebundene Aufbauweise sowie die Anforderungen, die an ein solches Implantat gestellt werden: Langzeitstabilität, geringer Einfluss auf den menschlichen Körper und gute Handhabbarkeit während der Implantation. Anhand von Druck- und Temperaturbelastungstests werden im Rahmen dieser Arbeit die Aufbauprozesse und einzusetzenden Materialien für eines dieser Systeme optimiert und allgemeine Empfehlungen für die Aufbau- und Verbindungstechnik intelligenter Drucksensorimplantate abgeleitet.

Während der Integration der Drucksensorchips und der Implantation der Drucksensorimplantate auftretende mechanische Spannungen können die Messwerte solcher Systeme beeinflussen. Aus dieser wesentlichen Anforderung ist ein Konzept entstanden, das den Einbau mikromechanischer Drucksensoren in intelligente Implantate mit hoher Flexibilität, geringer Größe und niedriger Störanfälligkeit unterstützt. Ultradünne und damit hochflexible monolithisch integrierte kapazitive Drucksensoren sollen über Standardprozesse der Mikromechanik rückseitig mit Kompensationsstrukturen versehen werden, die die Einflussnahme mechanischer Spannungen auf das Sensorsignal reduzieren und eine Flexibilisierung des Gesamtaufbaus ermöglichen. In einer geeigneten Biegevorrichtung werden die Drucksensoren auf Verbesserungen in ihrem Biegeverhalten hin untersucht. Ziel dieser Arbeit ist es, die Integration flexibler siliziumbasierter kapazitiver Drucksensoren in intelligente Implantate vorzubereiten.

Der folgende Abschnitt gibt einen kurzen Überblick über den Inhalt und Umfang der vorliegenden Arbeit. Zur besseren Orientierung in einem der zentralen Anwendungsgebiete für mikromechanische Drucksensoren in der Medizin fasst Kapitel 2 nach einer Einleitung zu katheterbasierter Drucksensorik in umfassender Weise den Stand der Forschung für kardiovaskuläre Überwachungssysteme zusammen. Einen Hintergrund zu den im Rahmen dieser Arbeit angewandten mechanischen Grundlagen von Silizium sowie der klassischen Plattentheorie zur Beschreibung kapazitiver Drucksensormembranen kann sich der Leser in Kapitel 3 verschaffen, bevor eine Zusammenstellung der wesentlichen Herstellverfahren

für den Aufbau intelligenter Implantate in Kapitel 4 folgt. Mit diesen Voraussetzungen können die Entwicklungsstufen und Messergebnisse der in Kapitel 5 beschriebenen intelligenten Implantate zur Überwachung von Hypertonikern und Herzinsuffizienzpatienten gut nachvollzogen werden. Eine Zusammenfassung der zentralen Punkte bei der Entwicklung der Aufbau- und Verbindungstechnik intelligenter Implantate sowie eine Motivation der folgenden Simulationen und Messungen für flexible Drucksensorik steht am Ende von Kapitel 5. In Kapitel 6 werden Finite-Elemente-Berechnungen zur Mechanik von gedünntem Silizium durchgeführt, um den optimalen Einsatz des verwendeten Messaufbaus zu gewährleisten. Außerdem werden Vorhersagen für das Verhalten hochflexibler Drucksensoren unter Biegung getroffen. In Kapitel 7 werden die aus den vorangegangenen Forschungsergebnissen gezogenen Schlussfolgerungen in innovative Herangehensweisen für die Herstellung flexibler mikromechanischer Bauelemente umgesetzt sowie der Nachweis für eine mögliche Strukturierung und damit Reduzierung der Biegeabhängigkeit kapazitiver Drucksensoren erbracht. Abschließend gibt Kapitel 8 eine Zusammenfassung der vorliegenden Arbeit sowie Ansätze für mögliche Anwendungen der entwickelten Konzepte für die weitergehende Optimierung intelligenter Drucksensorimplantate.

Schon frühe Veröffentlichungen beschreiben das Messen von Drücken in der Medizin für diagnostische Zwecke [89]. Viele nichtinvasive Systeme existieren zur extrakorporalen Bestimmung beispielsweise für Blut- oder Augeninnendruck. Mit dem Fortschreiten der Mikrosystemtechnik wurde die Entwicklung von miniaturisierten Drucksensoren vorangetrieben, die eine invasive Druckmessung an gezielten Punkten innerhalb des Körpers ermöglichen. Die folgenden Seiten geben einen Überblick über verschiedene Systeme, die für die Überwachung von Patienten und die umfassende und langzeitige Gewinnung von Blutdruckverläufen vollständig implantierbar sind. Um eine Vergleichbarkeit mit den in Kapiteln 5.2 und 5.1 beschriebenen Systemen zu gewährleisten, werden extravasale Implantate zur Druckmessung, wie in [11] oder [122] beschrieben, in dieser Aufstellung nicht berücksichtigt. Auch eine Ausweitung der Betrachtung auf Systeme zur Messung des intrakraniellen [32], intraokularen [114] oder intraurethralen [102] Drucks muss aus Gründen der Einschränkung unterbleiben.

## 2.1 INTRAVASALE DRUCKSENSORSYSTEME

Bluthochdruck oder arterielle Hypertonie ist weltweit mit 13 % aller Sterbefälle die Todesursache Nummer eins [119]. Die Aderwand wird bereits durch den zyklisch mit dem Herzschlag ansteigenden und abfallenden Druck im Gefäßinneren gedehnt. Bei chronischem Druckanstieg wirkt eine zusätzliche Belastung auf die Gefäßwände, die sowohl das Kreislaufsystem als auch die inneren Organe schädigen kann. Typische Zweiterkrankungen sind beispielsweise Arteriosklerose, Herzkrankheiten (wie Herzinsuffizienz, koronare Herzerkrankung und Herzinfarkt), Hirnschlag und Nierenversagen [109]. Bluthochdruck ist eine unabhängig vom Entwicklungsstand des jeweiligen Landes auftretende Krankheit: Die meisten Betroffenen haben aufgrund unterschiedlicher Faktoren wie Ernährung, Alkohol, Bewegungsmangel, Stress, Übergewicht, Krankheiten und Medikamenteneinnahme einen Blutdruck, der über dem idealen Niveau liegt [119]. Allerdings wird nur ein andauernder systolischer Druck oberhalb von 140 mmHg (oder 90 mmHg diastolisch) als Hypertonie bezeichnet [119]. Patienten, die diese Krankheitszeichen aufweisen, benötigen aufgrund der hohen Gefährdung durch Zweiterkrankungen eine umfangreiche Überwachung und Therapie. Langzeitanalysen, die auf mehrtagigen Blutdruckmessungen außerhalb des Krankenhauses über den Verlauf von 24 Stunden basieren, helfen Ärzten bei der Auffindung von Anomalien in der Blutdruckkurve und bei der Identifizierung von Nebeneffekten wie dem Weißkittelsyndrom oder einer maskierten Hypertonie (erhöhter oder zu niedriger Blutdruck in klinischer Umgebung). Damit kann für jeden Patienten die richtige Diagnose ermittelt und die passende Therapie entwickelt werden [26].

Im klinischen Umfeld existieren verschiedene Messsysteme, wobei invasive und nicht-invasive Verfahren unterschieden werden. Typische nichtinvasive Messungen verlaufen über luftgefüllte Blutdruckmanschetten, die mit einem Sphygmanometer verbunden sind (Riva-Rocci) oder über Auskultation (Korotkoff) [89, 52]. Invasive Blutdruckmessung wird typischerweise über das Einführen eines Katheters in ein Blutgefäß, beispielsweise die Speichenarterie (Arteria radialis), realisiert. Beide Methoden sind im klinischen Umfeld weit verbreitet, haben aber auch einige Nachteile. Während die invasiven Systeme ausschließlich für akute klinische Fälle relevant sind und ein hohes Risiko für Entzündungen und Blutungen mit sich führen, bedeuten die nichtinvasiven Methoden nächtliche Störungen für den Patienten und liefern nur für kurze Zeitabschnitte Messdaten. Daher ist die Entwicklung neuer Systeme wünschenswert, die die bereits beschriebenen Nachteile kompensieren. Von Vorteil sind dabei speziell drahtlose Messsysteme, die zuverlässige Überwachung von Bluthochdruckpatienten ermöglichen, ohne sie in ihrer Lebensweise einzuschränken [12, 29, 7, 58]. Einige davon werden in den folgenden Kapiteln vorgestellt. Verschiedene Studien bestätigen, dass telemedizinische Überwachung Hypertoniepatienten eine bessere Einstellung des Blutdrucks ermöglicht [39, 63, 90].

## 2.2 KARDIOVASKULÄRE DRUCKSENSORSYSTEME

Herzinsuffizienz, also das Unvermögen des Herzens, das erforderliche Blutvolumen ohne Einschränkungen im Körper zu verteilen, ist mit einem Anteil von 1,85% an der Gesamtzahl der Hospitalisierungen in Deutschland eine weit verbreitete Krankheit mit hoher Hospitalisierungsrate [98]. Dabei treten beispielsweise Störungen im Fülldruck des Herzens (cardiac filling pressure) oder im Herzzeitvolumen auf, die in ihrer unterschiedlichen Ausprägung Auswirkungen auf die Krankheitssymptome und die klinische Prognose der Patienten haben [97]. Ei-

Tabelle 2.1: NYHA-Klassifikation von Schweregraden bei Herzerkrankungen [43]

NYHA Class	Symptome
I	Ohne körperliche Limitation. Alltägliche körperliche Belastung verursacht keine inadäquate Erschöpfung, Rhythmusstörungen, Luftnot oder Angina pectoris ('Brustenge')
II	Leichte Einschränkung der körperlichen Leistungsfähigkeit. Keine Beschwerden in Ruhe. Alltägliche körperliche Belastung verursacht Erschöpfung, Rhythmusstörungen, Luftnot oder Angina pectoris
III	Höhergradige Einschränkung der körperlichen Leistungsfähigkeit bei gewohnter Tätigkeit. Keine Beschwerden in Ruhe. Geringe körperliche Belastung verursacht Erschöpfung, Rhythmusstörungen, Luftnot oder Angina pectoris
IV	Beschwerden bei allen körperlichen Aktivitäten und in Ruhe. Bettlägrigkeit

ne Übersicht über eine gängige Klassifizierung der New York Heart Association (NYHA) von Schweregraden und ihre Symptome ist in Tabelle 2.1 aufgeführt.

Systeme zur Langzeitüberwachung von Herzinsuffizienzpatienten befinden sich in unterschiedlichen Entwicklungs- und Erprobungsstadien; Veröffentlichungen auf diesem Gebiet erschienen erstmals in den achtziger Jahren des 20. Jahrhunderts [6]. Sie sollen die Lebensqualität erhöhen und die Wahrscheinlichkeit von Krankenhausaufenthalten durch rechtzeitige Therapieumstellung verringern. Bislang wurde gezeigt, dass zumindest Patienten mit mittelschwerem Krankheitsverlauf der Herzinsuffizienz (NYHA Class III) von einer Überwachung der Blutdruckparameter profitieren können, da hier sowohl bereits die erhöhte Wahrscheinlichkeit einer behandlungsbedürftigen Symptomverschlechterung (Dekompensation) gegeben ist als auch Veränderungen in der Therapie noch gut wirksam werden können [1].

Um den menschlichen Körper mit Sauerstoff zu versorgen, schlägt das Herz (Abbildung 2.1) mit einem gleichmäßig wiederkehrenden Ablauf: Sauerstoffarmes Blut wird über den rechten Vorhof in die rechte Herzkammer (rechter Ventrikel) und weiter über die Pulmonalarterie in den Lungenkreislauf gepumpt, wo es sich mit Sauerstoff anreichert und zurück zum Herzen fließt. Über den linken Vorhof und die linke Herzkammer wird das sauerstoffreiche Blut über die Aorta im Körper verteilt. Typische hämodynamische Parameter während eines Herzzyklus wie der Verlauf des Drucks  $p_{RV}(t)$  und der Druckänderung  $dp_{RV}/dt$  in der rechten Herzkammer, das dazu gehörige Schlagvolumen des Herzens  $SV(t)$  sowie der zeitlich synchrone Druck in der Pulmonalarterie  $p_{PA}(t)$  sind in Abbildung 2.2 dargestellt.

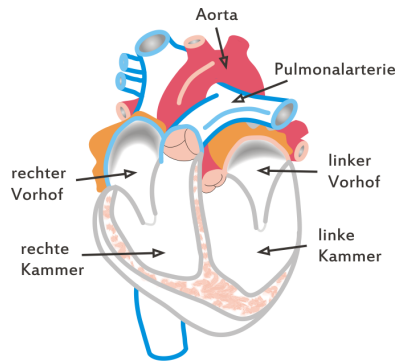


Abbildung 2.1: Schema des menschlichen Herzens

Verschiedene der hämodynamischen Parameter können für das Monitoring von Herzinsuffizienzpatienten herangezogen werden. So lässt eine Überwachung des pulmonalarteriellen Drucks  $p_{PA}$  Rückschlüsse darüber zu, ob eine Dekompensation des Patienten und damit ein Krankenhausaufenthalt unmittelbar bevorsteht: Über einen Zeitraum von mehreren Tagen kommt es zu einem immer stärker ansteigenden Auswurfvolumen  $SV$ , wodurch der Druck in der Pulmonalarterie stark erhöht wird. Da das bereits stark beanspruchte Herz noch mehr belastet wird, erfolgt eine schwerwiegende Symptomverschlechterung [4]. Der Druck in der Pulmonalarterie kann direkt vor Ort gemessen oder über einen Drucksensor im rechten Ventrikel ermittelt werden, da der Druck im rechtsventrikulären Ausflusstrakt zur Zeit der Klappenöffnung gute Rückschlüsse auf den pulmonalarteriellen Druck zulässt [77, 123]. Der sogenannte  $ePAD$  (estimated pulmonary artery diastolic pressure), dessen Tagesmittel für die Langzeitüberwachung beobachtet wird, entspricht dem rechtsventrikulären Druck  $p_{RV}$  zum Zeitpunkt der

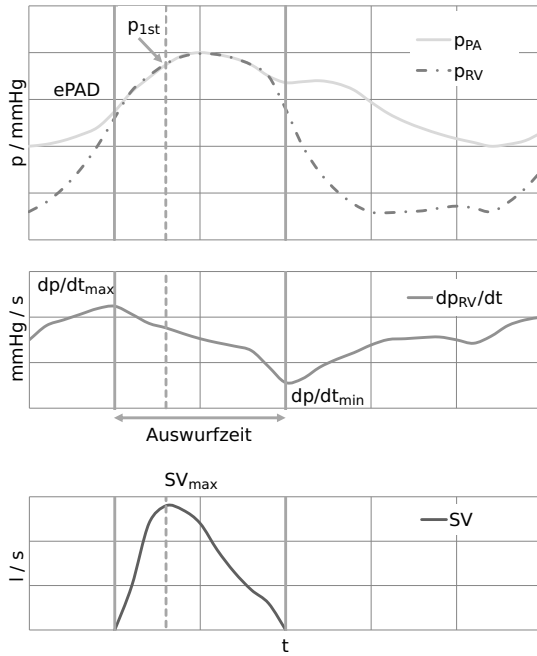


Abbildung 2.2: Verlauf des Drucks in Pulmonalarterie  $p_{PA}(t)$  und rechter Herzkammer  $p_{RV}(t)$ , der Druckänderung in der rechten Herzkammer  $dp_{RV}/dt$  und des Auswurfvolumens  $SV(t)$  während eines Herzzyklus

höchsten Druckänderung in der rechten Herzkammer ( $dp/dt_{max}$ ), siehe Abbildung 2.2.

Weitere Veröffentlichungen zeigen verschiedene Methoden zur Berechnung des Herzzeitvolumens (CO, cardiac output) als Parameter für die Langzeitüberwachung aus dem Verlauf des Drucks im rechten Ventrikel [97, 49, 108, 51]. Über eine Pulsconturanalyse des pulmonalarteriellen oder rechtsventrikulären Drucks lässt sich das Profil des rechtsventrikulären Schlagvolumens (SV) ermitteln, da im Allgemeinen gilt

$$SV \propto \int_{Systole} P(t) dt. \quad (2.1)$$

Die Proportionalitätskonstanten bei der Integration des Druckverlaufs werden dabei je nach Veröffentlichung unterschiedlich angegeben. Nach [49] ergibt sich beispielsweise das abgeschätzte Herzzeitvolumen  $eCO$  in l/min zu

$$eCO = HR \frac{(p_{1st} - p_{ES}) \cdot ED}{2} \cdot \frac{1}{Z_c} \quad (2.2)$$

mit der Pulsfrequenz  $HR$ , dem Druck zum Zeitpunkt des maximalen Herzschlagvolumens  $p_{1st}$ , dem Druck bei Erreichen von  $dp/dt_{min}$ ,  $p_{ES}$ , der Auswurfzeit



ED zwischen  $dP/dt_{max}$  und  $dP/dt_{min}$  und der patientenspezifischen charakteristischen Impedanz des Ausflusstrakts  $Z_c$ . Die Impedanz  $Z_c$  wird hierbei pro Patient als konstant angenommen und mit Hilfe von nichtinvasiven standardisierten Messmethoden wie beispielsweise dem Fickschen Prinzip (Bestimmung der Sauerstoffkonzentration in arteriellem und gemischtvenösem Blut) als Quotient aus dem geschätzten und dem gemessenen Herzzeitvolumen berechnet. Zur besseren Detektion der zur Berechnung des Herzzeitvolumens notwendigen Zeitpunkte im Druckverlauf können zusätzliche Parameter wie akustische Signale des Herzens über Beschleunigungssensoren [51, 108] aufgenommen werden.

Je nach zu ermittelndem Überwachungsparameter variieren die Implantationsorte der verschiedenen Systeme wie in Tabelle 2.2 aufgeführt. Zu finden sind Positionen in der Pulmonalarterie (Lungenarterie) direkt hinter der rechten Herzklappe [83, 110, 44], dem rechtsventrikulären Ausflusstrakt [77] oder der Herzscheidewand [105] in Richtung des linken Vorhofs. Zusätzlich enthält die Tabelle eine Übersicht über weitere wichtige Eigenschaften der im Folgenden beschriebenen Systeme wie Abmessungen, Integration in einen Katheter, Energieversorgung, Art des Sensors und Status der Forschung.

Tabelle 2.2: Monitoringsysteme für Herzinsuffizienzpatienten

System	S: <sup>1</sup>	L <sup>2</sup>	∅ <sup>3</sup>	∅ <sub>S</sub> <sup>4</sup>	K <sup>5</sup>	Prinzip	Sensor	Position	Status <sup>6</sup>
CardioMEMS	9	15	3	k.A.	-	passiv	kapazitiv	Lungenarterie	H CHAMPION (2011) [2]
Chow et al.	10	35	5	k.A.	-	aktiv	kapazitiv	Lungenarterie	T (2009) [21]
Chronicle	10	k.A.	3,6	k.A.	+	aktiv	kapazitiv	rechte Herzkammer	H REDUCEhf (2011) [4]
HeartPOD	13	7	3	11	+	aktiv	piezo-resistiv	linker Vorhof	H HOMEOSTASIS (2010) [88]
ISSYS	14	15	5x5	k.A.	-	passiv	kapazitiv	rechtes Herzohr, absteigende Aorta	T (2004) [71]
LaDs	49	22	2,3	13	+	aktiv	kapazitiv	Lungenarterie	T (2013) [83]
LVP-1000	15	k.A.	1,6	k.A.	+	aktiv	Dehnungsmesser	linke Herzkammer	T (2004) [62]
Murphy et al.	16	15	4,5 × 4,2	k.A.	-	passiv	SAW	linke Herzkammer	T (2013) [70]
RemonCHF	15	15	3 × 2,4	10	-	aktiv	kapazitiv	rechte Lungenarterie	H PAPIRUS II (2009) [44]

1 Beschrieben auf Seite

2 Länge / mm

3 Durchmesser / mm oder Breite × Höhe / mm<sup>2</sup>

4 Durchmesser Schleuse / Fr

5 Katheter

6 T: Tierstudie, H: Humanstudie (letzte Publikation)

### 2.2.1 CardioMEMS Heart Failure Sensor

Der Heart Failure Sensor der Firma CardioMEMS (Atlanta, USA) besteht aus einer drucksensitiven Kapazität, die mit einer zusätzlichen Spule einen Schwingkreis bildet. Änderungen im Blutdruck bewirken eine Verschiebung der Resonanzfrequenz, die mit einem externen Monitor erfasst werden kann. Durch das passive Sensorprinzip ist keine Batterie notwendig. Die Quarzglaskapsel mit Silikonbeschichtung ist 15 mm lang und 3 mm im Durchmesser [110], siehe Abbildung 2.3. Mit Hilfe von Nitinolfedern, die sich bei der Implantation wandständig ausformen, verankert sich die Kapsel in der Pulmonalarterie. Platin/Iridium-Marker ermöglichen eine Verfolgbarkeit des Systems während und nach der Implantation. Der Patient wird in regelmäßigen Abständen durch ein externes Monitoring-System dazu angehalten, den pulmonalarteriellen Druck in liegender Position auf einer Antenne ermitteln zu lassen. Anschließend werden die Messwerte zu einer zentralen Datenbank weitergeleitet [36].

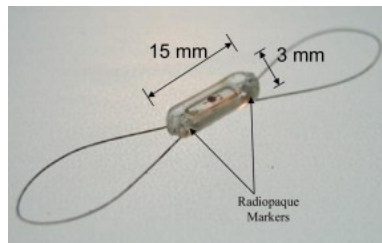


Abbildung 2.3: Der CardioMEMS Heart Failure Sensor [110] mit Sensorkapsel sowie zwei Verankerungsfedern aus Nitinol

Die ersten Humanstudien erfolgten nach einer nicht näher beschriebenen Tierstudie mit Schweinen [110] in verschiedenen medizinischen Zentren in den USA [1]. Das erste in einen Einzelpatienten implantierte Komplettsystem wurde 2007 vorgestellt [18], die anschließende erweiterte Humanstudie umfasste 12 Patienten [110]. In der CHAMPION-Studie [1, 2] erhielten 270 Patienten das Komplettsystem als Implantat gegenüber einer Kontrollgruppe mit 280 Patienten, wobei keine signifikante Besserung des Gesundheitszustands bei Patienten festgestellt werden konnte, die eine durch das Implantat unterstützte Therapie erhalten hatten. Bei zwei Anhörungen vor einem Beratungsgremium der Food and Drug Administration (FDA advisory board) zum Zweck der Zulassung des Implantats im Abstand von zwei Jahren erhielt das CardioMEMS-System keine Empfehlung für eine Zulassung [36, 47, 35, 46]. Die Auswirkungen von besserer Betreuung der Studienteilnehmer auf den Gesundheitszustand (auch der Kontrollgruppe) sowie der Einfluss des Geschlechts der Probanden auf das Ergebnis sind bislang nicht abschließend geklärt [35].

### 2.2.2 Cardiovascular Stent

Der bislang in der Entwicklung am wenigsten fortgeschrittene Herzinsuffizienzmonitor in dieser Auflistung ist ein draht- und batterieloser kardiovaskulärer Stent mit Druckmessfunktion, der an der Purdue University (West Lafayette, USA) entwickelt wird. Ein Konzeptbild sowie der Implantationsort sind in Abbildung 2.4 dargestellt. Ein kapazitiver Drucksensor der Firma microfab Service GmbH (Bremen) wird zusammen mit einem Auswerte- und Transmitterchip, der in Kooperation mit Texas Instruments (Dallas, USA) entworfen wurde, in einen herkömmlichen Stent integriert, der gleichzeitig als Antenne dient und in die Pulmonalarterie eingesetzt werden kann. Beide Chips werden mit einem anisotropen Leitklebstoff über FlipChip auf ein Substrat aus Flüssigkristallpolymer (liquid crystal polymer, LCP) mit fotolithografisch strukturierten Goldleiterbahnen geklebt. Das LCP wird über dem drucksensitiven Bereich in einem Trockenätzprozess geöffnet. Mittels Gold/Zinn-Lot wird die Stent-Antenne aus Nitinol an die Elektronik gelötet. Der Sensor- und Auswertebereich hat dabei eine Ausdehnung von  $0,3\text{ mm} \times 3\text{ mm} \times 6\text{ mm}$ ; in den Stent integriert ist der Komplettaufbau 30 mm lang und soll die 6 mm dicke Pulmonalarterie maximal um 4,8 % ausdehnen [21].

In einer Tierstudie erhielten 3 Schweine ein implantiertes Testsystem ohne Möglichkeit zur Druckmessung. Eine zusätzliche Batterieversorgung war aufgrund des großen Energiebedarfs nötig. Die Implantation erfolgte außerhalb der Ader zur Bestimmung des Energieverbrauchs in Abhängigkeit des Leseabstands und zur Evaluierung des Stents als Antenne [20]. Bislang sind keine weiteren Ergebnisse veröffentlicht, die in-vitro oder intrakorporal gemessene Blutdruckkurven zeigen.

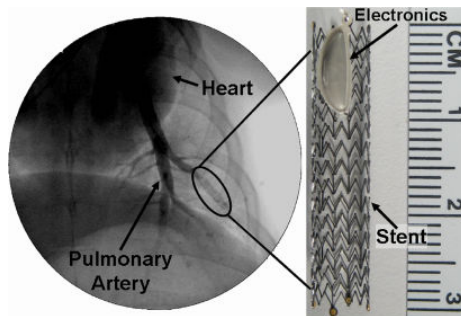


Abbildung 2.4: Cardiovascular Stent: Implantiertes Stent in der Pulmonalarterie und funktionsloses Muster des Drucksensorsystems [21]

### 2.2.3 Chronicle

Das Chronicle-System der Firma Medtronic Inc. (Minneapolis, USA) ist der Herzmonitor (implantable hemodynamic monitor, IHM) mit der bislang längsten Ent-

wicklungsdauer [92]: Die erste Erwähnung eines (piezoelektrischen) Drucksensors in einem Katheter findet sich bei [6]. Das System besteht aus einem kathe-tergebundenen Drucksensor, der an ein Monitorimplantat angeschlossen ist. Die Spitze des Katheters wird durch die linke Schlüsselbeinvene [14] in den rechts-ventrikulären Ausflusstrakt oder den davorliegenden Bereich der interventriku-lären Scheidewand [77] geschoben. Verschiedene akute und chronische Studien [86, 75, 22] haben ergeben, dass der Druck im rechten Ventrikel bei Öffnung der Pulmonalklappe eine hohe Korrelation zum tatsächlichen pulmonalarteriellen Druck besitzt. Die Messung des sogenannten ePAD (estimated pulmonary ar-tery diastolic pressure) wird durch den höchsten Gradienten des Ventrikeldrucks angezeigt. Zur Messung und Speicherung der Daten erhält jeder Patient ein exter-nes Lese- und Programmiergerät, ein Upload der Daten erfolgt bei Krankenhaus-besuch [77]. Jeder Sensor wird individuell einer Kalibration unterzogen; die Spei-cherung der Kalibrationsdaten geschieht im Programmiergerät. Zum Abgleich der Druckwerte trägt jeder Patient einen zusätzlichen barometrischen Sensor. In [59] sind die zusätzliche Implementierung von Home monitoring und Internetzu-gang beschrieben.

Die Sensorkomponenten sind in einer Kapsel mit einem Durchmesser von 11 Fr (1 Fr  $\cong$  0,33 mm) [74] ca. 3 cm hinter dem distalem Katheterende untergebracht [6, 10, 77]. Die vier ersten Entwicklungsstufen der Sensorkapsel sind in Abbil-dung 2.5 dargestellt. Dabei wurden verschiedene Kombinationen eines piezoelek-trischen [6, 10, 76] oder kapazitiven Drucksensors (seit [99]) und eines zusätzli-chen Sauerstoffsättigungssensors untersucht. Diese wurden zunächst zusammen [74], dann in separaten Kathetern [99, 77] an das Monitorimplantat angeschlossen, wie in Abbildung 2.6 zu sehen. Probleme mit Fibrinablagerungen und Einwach-sen des optischen Sensors [9] führten zu einem Verzicht auf die Messung der Sauerstoffsättigung [59].

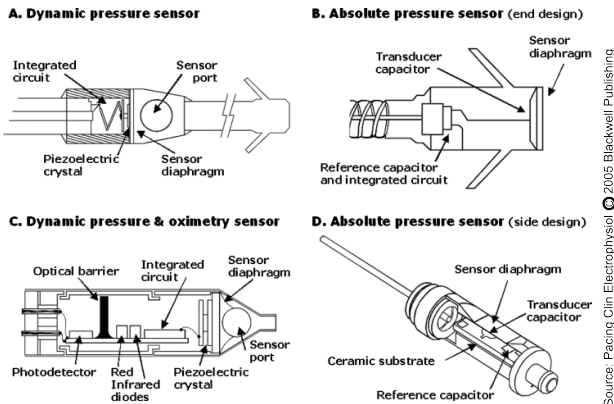
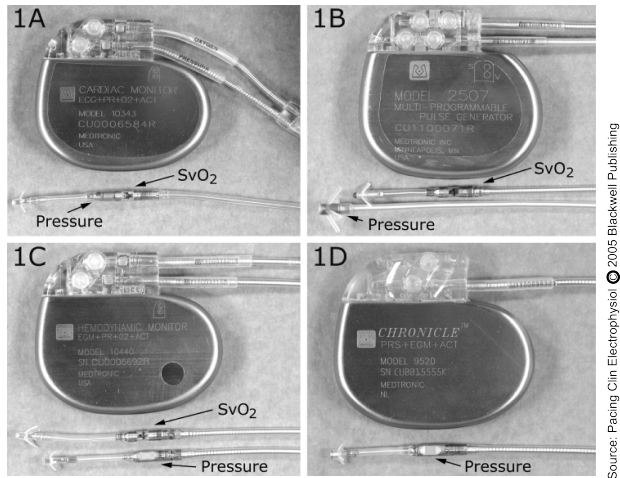


Abbildung 2.5: Verschiedene Entwicklungsstufen der Medtronic-Sensorkapsel [9]

Umfangreiche Humanstudien wurden im Karolinska Hospital (Stockholm, Schweden), im St Luke's Hospital (Kansas City, USA), im University of Oklahoma Health Sciences Center (Oklahoma City, USA), in der Universitätsklinik Homburg-



Source: Pacing Clin Electrophysiol © 2005 Blackwell Publishing

Abbildung 2.6: Verschiedene Versionen des Monitoring-Systems von Medtronic [9]

Saar (Deutschland) [59] und in verschiedenen medizinischen Zentren in den USA [13] durchgeführt. Die erste Humanstudie (System IHM-O, Katheter Modell 6231, Monitorimplantat Modell 10040 [9]) umfasste 5 Patienten, denen für 7-16 Monate ein Komplettsystem ohne Drucksensorfunktion implantiert wurde [76, 74]. In einer zweiten Folgestudie (System CHF Pacer, Drucksensorkatheter Modell 6229, Monitorimplantat Modell 2407 [9]) erhielten 10 Patienten ein implantiertes Komplettsystem mit Druckmessungs- aber ohne Speicherfunktion [99]. Dabei ergaben sich vier Dislokationen eines Sensorkatheters; bei drei Sensoren fiel ein Driftverhalten auf. Nach 2 bis 62 Wochen konnte eine mittlere Abweichung des Sensorsignals von  $(0,3 \pm 5,0)$  mmHg von der Referenzmessung mit Hilfe eines Pulmonalis-/Swan-Ganz-Katheters festgestellt werden. Ähnliche Werte ergaben sich bei einer dritten Humanstudie mit 21 Patienten mit implantiertem Komplettsystem (System IHM-1, Drucksensorkatheter Modell 4328, Monitorimplantat Modell 10343): Hier betrug nach zwei komponentenbedingten Drucksensorausfällen die mittlere Abweichung von der Referenzmessung  $-5$  mmHg für die Systole und  $-6$  mmHg für die Diastole [77]. Im Rahmen dieser Machbarkeitsstudie erfolgte keine Anpassung der Behandlung nach Auswertung der erhaltenen Daten.

Ein erstes hämodynamisches Monitoring bei gleichzeitiger Reduzierung von Diuretika (Medikamente zur Ausschwemmung von Wasser) erhielten 4 Patienten mit einem implantierten Komplettsystem (System Chronicle erstmals in klinischer Anwendung) über die Dauer von 21 Tagen [14] und im Folgenden 32 Patienten (System Chronicle IHM-2, Drucksensorkatheter Modell 4328A, Monitorimplantat Modell 9520), wobei keine signifikanten Abweichungen von der Referenzmessung nach 12 Monaten festzustellen waren [59]. Drei Katheter mussten aufgrund von Kalibrations- oder Sensorproblemen ausgetauscht werden [5]. Einer der Patienten erhielt zusammen mit einem bereits implantierten Chronicle-

System (Model 9520) einen biventrikulären Herzschrittmacher. Dadurch wurde eine Verbesserung der kardialen Resynchronisationstherapie durch eine Festlegung des optimalen Stimulationszeitpunkts auf den Punkt des niedrigsten ePAD erreicht [15].

In zwei umfangreichen Humanstudien wurden erstmals Therapieanpassungen aufgrund von hämodynamischen Daten durchgeführt: In der COMPASS-HF-Studie (Chronicle Offers Management to Patients with Advanced Signs and Symptoms of Heart Failure) erhielten 274 Patienten [13, 92] ein implantiertes Komplettsystem (Drucksensorkatheter Model 4328A). Eine Therapieanpassung erfolgte bei 134 dieser Studienteilnehmer. Es konnten 15 Dislokationen, aber keine Sensorausfälle festgestellt werden. Nach Auswertung der Studie ergab sich keine signifikante Verbesserung im Krankheitsbild durch eine Therapieanpassung. Im Rahmen der REDUCEhf-Studie (**Reducing** Events in Patients with Chronic Heart Failure) [3] sollten 850 bis 1300 Patienten [4] einen implantierbaren Cardioverter-Defibrillator in Kombination mit einem Drucksensorkatheter (Model 4328A) erhalten. Aufgrund von Problemen mit der Integrität des Drucksensorkatheters [92, 4], die sich in 4% Spätausfällen von Drucksensoren in den vorigen Humanstudien und 16 drucksensorbedingten Komplikationen in der REDUCEhf-Studie zeigten, wurde die Teilnehmerzahl auf 400 Patienten reduziert. Nach Ablauf von 12 Monaten konnte zunächst keine signifikante Reduzierung der Hospitalisationsrate durch Home Monitoring festgestellt werden [4]; weitere Untersuchungen stehen aus.

#### 2.2.4 *HeartPOD*

Der Herzinsuffizienzmonitor HeartPOD der Firma Savacor, Inc. (seit 2005 St Jude Medical, Sylmar, USA [96]) besteht aus einem in der Vorhofscheidewand (septum interatriale) verankerten Drucksensor, der den Blutdruck im linken Vorhof überwacht (left atrial pressure, LAP) [105], und einem daran über einen Katheter angeschlossenen subkutanen Implantat mit Spulenantenne in einer Tasche in der Rektusscheide [87], siehe Abbildung 2.7. Das Sensormodul ist 3 mm × 7 mm groß, enthält eine elektronische Auswerteschaltung und ist mit einer Titanmembran von 3 mm Durchmesser gedeckelt, auf deren Innenseite vier piezoresistive Dehnungsmessstreifen angebracht sind [105]. Die Verankerung erfolgt mit Nitinolfedern [87]. Zusätzlich zum Blutdruck lassen sich die Körpertemperatur und ein intrakardielles Elektrokardiogramm ermitteln [115]. (Re-)Kalibration bereits implantierter Drucksensorkatheter wird mit Hilfe eines modifizierten Valsalva-Manövers durchgeführt [61]. Das Ablesen der Druckdaten geschieht über ein Patientenunterstützungsgeräts (Patient advisor module), das zu festen Zeiten, vorzugsweise morgens und abends vor Medikamenteneinnahme über die subkutan implantierte Antenne gehalten wird. Die so erhaltenen Daten werden bei Klinikbesuchen an eine Datenbank übermittelt; bislang ist kein Remoteupload möglich [88].

Während der ersten Tierstudie (16 Schweine, 4 Hunde) zeigte sich eine mittlere Drift der Drucksensoren von  $(0,5 \pm 1,9)$  mmHg [115] bei einer mittleren Lebensdauer der Schweine von 49 Tagen. Im Rahmen einer weiteren Tierstudie zur intrathorakalen bioelektrischen Impedanzanalyse erhielten 5 Hunde einen

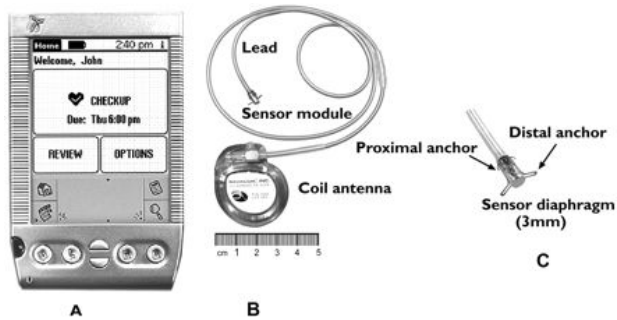


Abbildung 2.7: HeartPOD-System: (a) Lesegerät, (b) subkutanes Implantat und (c) Drucksensormodul [87]

zusätzlichen Drucksensorkatheter (HeartPOD-1011), um einen Zusammenhang zwischen linksatrialem Druck und verschiedenen Bioimpedanzwerten herzustellen [50]. Die folgenden Humanstudien umfassten 8 (HOMEOSTASIS I [87]) sowie 40 bis 84 Patienten ohne Kontrollgruppe (HOMEOSTASIS [105]). Hierbei verbesserte sich die Sensorperformance von einer Genauigkeit von  $\pm 5$  mmHg nach 12 Wochen und einer Drift von  $(-0,2 \pm 1,9)$  mmHg pro Monat [87] auf eine maximale Drift von 4,7 mmHg nach 3 Monaten und einen dann für 48 Monate stabilen Wert [105]. In der HOMEOSTASIS-Studie mussten drei Sensoren ersetzt werden; 95 % der Implantate waren nach 25 Monaten noch funktionsfähig [88]. Durch Therapieanpassung konnte die Häufigkeit von Bluthochdruckmessungen um 67 % gesenkt werden. Weiterhin gab es Verbesserungen in der NYHA Klassifizierung und einen Anstieg im Herzzeitvolumen. In der Humanstudie LAPTOP-HF sollte eine weitere Evaluierung des Systems auch in Kombination mit kardialer Resynchronisationstherapie und einem implantierbaren Kardioverter-Defibrillator (ICD) erfolgen [92]. Ergebnisse aus dieser Studie sind bislang nicht veröffentlicht.

### 2.2.5 ISSYS

In einer ersten akuten Tierstudie wurde die Sensorkapsel der Firma ISSYS (Integrated Sensing Systems, Ypsilanti, USA) in Zusammenarbeit mit der University of Michigan (Ann Arbor, USA) drei Hunden im rechten Herzohr (einer Ausstülpung im rechten Vorhof) oder der absteigenden Aorta implantiert [71]. Ein kapazitiver Drucksensor [100] ist in einer Sensorkapsel von  $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$  bis  $15 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$  [57] untergebracht. Das kabel- und batterieles Implantat kommuniziert über induktive Kopplung mit einer externen Lesestation [71]. In der Untersuchung bei geöffnetem Brustkorb ergab sich bei einem Leseabstand von etwa 3 bis 4 cm mit einem Wert von  $< 1$  mmHg eine gute Übereinstimmung mit der Referenzmessung über einen Millar-Katheter. Allerdings war keine Implantation über einen Katheter möglich [72].



### 2.2.6 *LaDs*

Der Lungenarterien-Drucksensor (LaDs) wird in einem gemeinsamen Projekt zwischen dem Fraunhofer Institut für Mikroelektronische Schaltungen und Systeme (IMS) Duisburg, dem Helmholtz Institut für Angewandte Medizintechnik der RWTH Aachen, dem Institut für Werkstoffe der Elektrotechnik 1 (IWE1) der RWTH Aachen und einem Medizintechnikunternehmen entwickelt. Eine weiterführende Beschreibung sowie Betrachtungen des Herstellungsprozesses finden sich in Kapitel 5.2.

### 2.2.7 *LVP-1000*

Transoma Medical (St. Paul, USA), vor 1984 und nach 2009 die Firma Data Sciences International [112], die implantierbare Biomonitore für Labortiere entwickelt, führte im Jahr 2004 mit der Ohio State University (Columbus, USA) und den Charles River Laboratories (West Chester, USA) eine kombinierte Tier- und in-vitro-Studie ihres Systems LVP1000 durch [62]. Angelehnt an Systeme von Data Sciences International wie die Druckmesssysteme PA-C10, PA-C40 und PA-D70 für kleine, mittlere und große Labortiere [24] besteht das Implantat aus einem Katheter mit einem Durchmesser von 5 Fr [62], über dessen Flüssigkeitsfüllung der Druck zu einem Dehnungsmesser innerhalb eines Telemetriemoduls geleitet wird [16, 41]. Die Katheterspitze wird durch einen Schnitt in die linke Herzkammer eingeführt und der Katheter am Herzen befestigt [62]. Das Transmittergehäuse wird außerhalb des Herzens im Körper implantiert [16]. Bei in-vitro-Versuchen mit beschleunigter Alterung blieb das Implantat ohne signifikante Drift der Sensorwerte ( $-0,27$  mmHg bis  $-0,52$  mmHg pro Monat) mindestens ein Jahr funktionsfähig. Im Tierversuch erhielten 24 Schweine ein implantiertes Komplettsystem über 3 Monate; im Vergleich zu Messungen mit dem Millar-Katheter gab es nur geringe Abweichung der Drucksensorwerte; die Heilung an der Eintrittsstelle des Katheters verlief ohne Thrombenbildung oder Entzündung. Sollte der LVP1000 wie vergleichbare Systeme der Data Sciences International aufgrund der miniaturisierten Batterie nur eine begrenzte Lebensdauer von maximal 5 Monaten aufweisen, wäre ein Langzeiteinsatz eines solchen Implantats allerdings fraglich [24, 84].

### 2.2.8 *Remon CHF*

Der CHF-Monitor (cardiac heart failure) der Firma Remon Medical Technologies (Caesarea, Israel; seit 2007 Boston Scientific, Mass., USA) wird mit einer 10Fr Einführschleuse in die rechte Pulmonalarterie 0 bis 3 cm hinter der Bifurkation eingesetzt [91, 44]. Die nicht kathetergebundene Titankapsel ( $3 \text{ mm} \times 1,5 \text{ mm} \times 16 \text{ mm}$  [91], später  $3 \text{ mm} \times 2,4 \text{ mm} \times 15 \text{ mm}$  [44]) enthält einen kapazitiven Drucksensor [92], einen piezoelektrischen Wandler mit Energiespeicher (später nur eine Batterie) und einen Kontrollchip. Mit Hilfe von Nitinolankern unterschiedlichen Durchmessers, die in Abbildung 2.8 gut zu erkennen sind, lässt sich die Kapsel in Adern zwischen 15 und 25 mm Durchmesser befestigen [44]. Das Implantat

kommuniziert über eine akustische Kopplung via Ultraschall mit einer tragbaren Ausleseinheit [91]; es wird durch das Auslesegerät aktiviert und während der Auslesedauer von 10 s über die Batterie versorgt. Da keine größere Speichermöglichkeit existiert, werden die Daten im Auslesegerät während der Krankenhausbesuche heruntergeladen [44, 101]. Im E. Wolfson Medical Center (Holon,

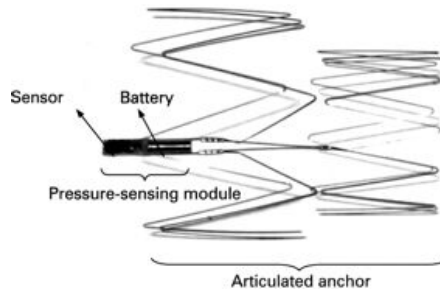


Abbildung 2.8: CHF-Monitor von Remon Medical Technologies / Boston Scientific [44] mit batteriebetriebener Sensorkapsel sowie wandständig ausgeformten Nitinolankern

Israel), der Heart Care Clinic Ahmedabad (Indien) [91], dem Center of Molecular Medicine der Universität Köln, dem Cardiovascular Center Aalst (Belgien) und dem Cardiovascular Center Frankfurt [44] wurden bislang zwei Tier- und Humanstudien durchgeführt. Unter dem Namen PAPIRUS erhielten 8 Schweine und 10 Patienten ein implantiertes Komplettsystem [91, 80]; dabei ergab sich bei den vorklinischen Tests nach 6 Monaten eine Abweichung von  $-0,79$  mmHg mit einer Standardabweichung von 1,5 mmHg [91]; die Humanversuche ergaben eine mittlere Abweichung zwischen Sensor und Referenzmessung von 0,81 mmHg mit einer Standardabweichung von 1,9 mmHg [80]. Während der Folgestudie PAPIRUS II erhielten 31 Patienten ein implantiertes Komplettsystem (ImPressure) [44]. Dabei zeigte sich ein Sensorausfall sowie eine mittlere Abweichung nach 6 Monaten von 1,7 mmHg ( $-3$  bis 6,4 mmHg).

### 2.2.9 SAW-Sensor

Ein weiterer im frühen Forschungsstand befindlicher Herzinsuffizienzmonitor wird am Imperial College London und dem Heart Science Centre des Harefield Hospital (Großbritannien) entwickelt [70]. Der in der linken Herzkammer positionierte passive und kabellose Sensor basiert auf dem Prinzip der akustischen Oberflächenwelle (surface acoustic wave, SAW) : Elektrisch leitfähige Interdigitalstrukturen sind auf einer drucksensitiven piezoelektrischen Quarzmembran aufgebracht. Diese wird zur Herstellung einer Kavität mit Epoxid über einen PET/Silikon-Dichtring auf ein Quarzsubstrat geklebt. Bei durch Druckänderungen hervorgerufenen Spannungen in der Membran ergibt sich eine Änderung der Resonanzfrequenz des Resonators. Eine daran angeschlossene und auf die

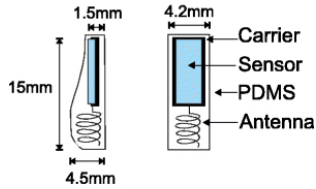


Abbildung 2.9: Implantierbares System auf Basis eines SAW-Drucksensors [70]

Resonanzfrequenz des unbelasteten Sensors abgestimmte Schraubenantenne ermöglicht die Abfrage des Drucks von außerhalb des Körpers. Über eine auf den Brustkorb aufgelegte Patchantenne wird ein Stimulationspuls an das Implantat gesendet, dessen Antwortsignal in einer dem Druck entsprechenden Resonanzfrequenz erfolgt. Die Abmessungen des mit Polydimethylsiloxan (PDMS) vergossenen Sensor-/Antennenverbunds betragen  $15\text{ mm} \times 4,5\text{ mm} \times 4,2\text{ mm}$ , wie in der Schemazeichnung in Abbildung 2.9 dargestellt. Erste in-vitro-Studien sowie eine an der Elpen Pharmaceuticals Research Facility (Pikermi Attikis, Griechenland) durchgeführte akute Tierstudie am offenen Brustkorb eines Schweins zeigen eine gute Übereinstimmung der Druckmessung mit Referenzmessungen durch einen Millar-Katheter. Auf eine Überprüfung der Dauerstabilität wurde bislang verzichtet, da die Verwendung von für Gase und Flüssigkeiten durchlässigen Materialien zu einer Drift des Sensorsignals im längeren Betrieb führen würden. Ein möglicher Ersatz für diese Materialien wird derzeit erforscht.



## 3.1 SILIZIUM

## 3.1.1 Kristalleigenschaften

Das als Substratmaterial für mikromechanische Anwendungen eingesetzte ein-kristalline Silizium hat eine kubische Diamantstruktur. Das bedeutet, dass das Material aus Elementarzellen aufgebaut ist, die eine quaderförmige Struktur besitzen, siehe Abbildung 3.1a. Die Position der Siliziumatome innerhalb der Elementarzelle ist dabei durch ihre geringer werdende Größe sowie heller werdende Grautöne in Richtung der Rückseite verdeutlicht. Richtungen und Ebenen innerhalb des Kristalls werden mit Hilfe der Miller-Indizes beschrieben. Dabei sind Vektoren mit eckigen Klammern gekennzeichnet. Die Außenkanten der Elementarzelle können in ein kartesisches Koordinatensystem eingefügt werden, so dass die Richtungen  $[100]$ ,  $[010]$  und  $[001]$  jeweils mit der x-, y-, und z-Achse übereinstimmen. Die negative Richtung wird dabei mit einem Querstrich über der jeweiligen Koordinate gekennzeichnet (beispielsweise  $[\bar{1}00]$ ). Durch die Symmetrie der Basiszelle lassen sich Richtungen mit gleichen Eigenschaften mit spitzen Klammern zusammenfassen:  $\langle 100 \rangle$  umfasst sämtliche Basisvektoren des Koordinatensystems sowie deren jeweilige Gegenrichtung. Die in Abbildung 3.1b dargestellten Kristallebenen des Siliziums werden durch runde Klammern repräsentiert und erhalten ihre Bezeichnung von ihrem Normalenvektor: Der Vektor der  $[001]$ -Richtung steht auf der xy-Ebene senkrecht, die daher auch als  $(001)$  Ebene bezeichnet wird. Äquivalent dazu ist die  $(100)$ -Ebene. Ebenfalls in Abbildung 3.1b eingezeichnet ist die  $(111)$ -Ebene, die in einem Winkel von  $54,74^\circ$  gegenüber der  $(100)$ -Ebene geneigt ist und im Bezug auf das Siliziumätzen besondere Eigenschaften aufweist [81]. Die hohe Selektivität bestimmter Ätzmedien wie KOH

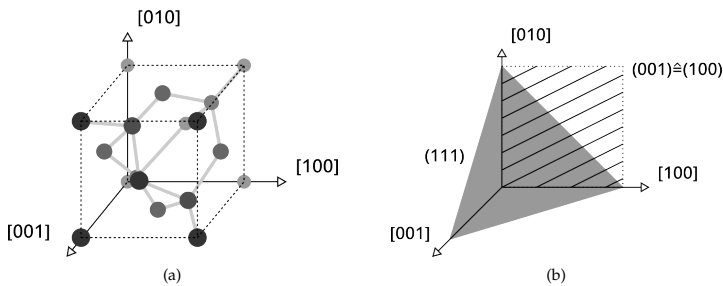


Abbildung 3.1: (a) Elementarzelle und (b) Ebenenbezeichnung im Siliziumkristall

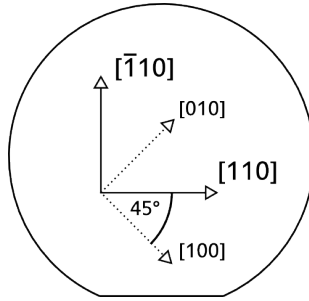


Abbildung 3.2: Kristallrichtung auf Siliziumwafer für MEMS

(Kaliumhydroxid) und TMAH (Tetramethylammoniumhydroxid) gegenüber dieser Ebene wird bei der Herstellung mikromechanischer Strukturen ausgenutzt und ist in Kapitel 4.1.2 genauer beschrieben. Mit geschweiften Klammern lassen sich alle Ebenen mit gleichen Eigenschaften zusammenfassen:  $\{111\}$  umfasst die  $(111)$ -,  $(\bar{1}11)$ -,  $(1\bar{1}1)$ - und  $(11\bar{1})$ -Ebene [60].

### 3.1.2 Mechanische Eigenschaften

Zur Untersuchung des mechanischen Verhaltens mikromechanischer Komponenten müssen Aussagen über Spannung und Dehnung im Siliziumkristall getroffen werden können. Das Hookesche Gesetz beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannung  $\sigma$  und Dehnung  $\varepsilon$  zu

$$\sigma = E\varepsilon, \quad (3.1)$$

wobei die Proportionalitätskonstante  $E$  Elastizitäts- oder Youngscher Modul genannt wird. Im Siliziumkristall sind diese Verknüpfungen richtungsabhängig und müssen über den Elastizitätstensor  $c_{ij}$  über das allgemeine Hookesche Gesetz

$$\sigma_i = \sum_j c_{ij}\varepsilon_j \quad (3.2)$$

beschrieben werden [73]. Wenn die Hauptachsen des Spannungstensors mit den Kristallrichtungen von Silizium übereinstimmen, können Spannung und Dehnung über die vereinfachte Steifigkeitsmatrix verknüpft werden. Diese ist im Folgenden in Voigtscher Notation [111] für eine  $[100]$ -Orientierung dargestellt:

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{12} & c_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{bmatrix}. \quad (3.3)$$

In Abbildung 3.2 ist die typische Kristallorientierung für MEMS-Wafer zu sehen. Dabei steht der Normalenvektor der  $(100)$ -Ebene senkrecht auf der Waferober-

fläche. Es ist zu erkennen, dass die Hauptachsen des Spannungstensors in der Ebene gegenüber der  $[100]$ -Richtung verdreht werden müssen, um eine einfachere Berechnung zu ermöglichen. Daher ist eine Anpassung von Gleichung 3.3 zu

$$\begin{bmatrix} \sigma'_1 \\ \sigma'_2 \\ \sigma'_3 \\ \sigma'_4 \\ \sigma'_5 \\ \sigma'_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c'_{11} & c'_{12} & c'_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c'_{12} & c'_{11} & c'_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c'_{13} & c'_{13} & c'_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c'_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c'_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c'_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon'_1 \\ \varepsilon'_2 \\ \varepsilon'_3 \\ \varepsilon'_4 \\ \varepsilon'_5 \\ \varepsilon'_6 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

erforderlich. Zur Berechnung der Komponenten der gedrehten Steifigkeitsmatrix müssen die Winkel der einzelnen Achsen  $x'_1$ ,  $x'_2$  und  $x'_3$  zu den Ursprungsachsen  $x_1$ ,  $x_2$  und  $x_3$  ermittelt werden. Daraus ergibt sich

$$x'_i = l_i x_1 + m_i x_2 + n_i x_3, \quad (3.5)$$

wobei  $l_i$ ,  $m_i$  und  $n_i$  den jeweiligen Richtungskosinus darstellen [73]. Die resultierenden Komponenten der Steifigkeitsmatrix ergeben sich nach dem Umweg über die Tensornotation zu

$$c'_{11} = c_{11} + c_c (l_1^4 + m_1^4 + n_1^4 - 1), \quad (3.6)$$

$$c'_{33} = c_{33} + c_c (l_3^4 + m_3^4 + n_3^4 - 1), \quad (3.7)$$

$$c'_{12} = c_{12} + c_c (l_1^2 l_2^2 + m_1^2 m_2^2 + n_1^2 n_2^2), \quad (3.8)$$

$$c'_{14} = c_c (l_1^2 l_2 l_3 + m_1^2 m_2 m_3 + n_1^2 n_2 n_3), \quad (3.9)$$

$$c'_{44} = c_{44} + c_c (l_2^2 l_3^2 + m_2^2 m_3^2 + n_2^2 n_3^2) \text{ und} \quad (3.10)$$

$$c'_{66} = c_{66} + c_c (l_1^2 l_2^2 + m_1^2 m_2^2 + n_1^2 n_2^2) \quad (3.11)$$

mit  $c_c = c_{11} - c_{12} - 2c_{44}$  [120]. Da die Drehung im vorliegenden Fall nur um  $45^\circ$  um die  $x_3$ -Achse erfolgt, vereinfachen sich die Gleichungen unter Berücksichtigung der in Tabelle 3.1 aufgeführten Faktoren zu

$$c'_{11} = \frac{1}{2}c_{11} + \frac{1}{2}c_{12} + c_{44}, \quad (3.12)$$

$$c'_{33} = c_{33}, \quad (3.13)$$

$$c'_{12} = \frac{1}{2}c_{12} + \frac{1}{2}c_{11} - c_{44}, \quad (3.14)$$

$$c'_{14} = 0, \quad (3.15)$$

$$c'_{44} = c_{44} \text{ und} \quad (3.16)$$

$$c'_{66} = c_{66} + \frac{1}{2}c_{11} - \frac{1}{2}c_{12} - c_{44}. \quad (3.17)$$

Mit Grundlage der Matrix für  $\langle 100 \rangle$ -Silizium aus [120] ergibt sich die Steifigkeits-

Tabelle 3.1: Kosinusfaktoren zur Transformation der Steifigkeitsmatrix

$x_i$	$x'_i$	$l_i$	$m_i$	$n_i$
[100]	[110]	$1/\sqrt{2}$	$1/\sqrt{2}$	0
[010]	[ $\bar{1}10$ ]	$1/\sqrt{2}$	$1/\sqrt{2}$	0
[001]	[001]	0	0	1

matrix für [110]-Silizium (siehe Abbildung 3.2, [42]) zu

$$c'_{ij} = \begin{bmatrix} 194,5 & 35,7 & 64,1 & 0 & 0 & 0 \\ 35,7 & 194,5 & 64,1 & 0 & 0 & 0 \\ 64,1 & 54,1 & 165,7 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 79,6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 79,6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 50,9 \end{bmatrix} \text{ GPa} \quad (3.18)$$

### 3.2 KAPAZITIVE DRUCKSENSOREN

Kapazitive Drucksensoren bestehen aus einer festen Elektrode gegenüber einer beweglichen Membran, die sich in Abhängigkeit des Umgebungsdrucks verformt. Da die im weiteren Verlauf der Arbeit verwendeten drucksensitiven Membranen rund sind, konzentriert sich die Betrachtung im Folgenden auf symmetrische und unsymmetrische Belastung kreisförmiger Platten.

#### 3.2.1 Plattentheorie

Die zu erwartenden Verformungen der in dieser Arbeit untersuchten Drucksensoren sind klein gegenüber ihrem Durchmesser; daher kann eine erste Abschätzung ihres Verhaltens über die Plattentheorie erfolgen, deren Ausführungen auf den nächsten Seiten zu größten Teilen an [103] angelehnt sind. Bei größeren Verformungen müssen Querkräfte in der Drucksensormembran berücksichtigt werden. Die Berechnung der Biegelinie  $w(r)$  einer rotationssymmetrischen Platte mit konstanter Flächenlast erfolgt zunächst über die Lösung der Differentialgleichung

$$\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left\{ r \frac{d}{dr} \left[ \frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left( r \frac{dw}{dr} \right) \right] \right\} = \frac{p}{D}. \quad (3.19)$$

Dabei ist  $p$  der Umgebungsdruck, der auf die gesamte Platte wirkt und  $D$  die Steifigkeit der Membran, die mit dem Elastizitätsmodul, der Querkontraktionszahl  $\nu$  und der Dicke der Membran  $h$  berechnet werden kann zu

$$D = \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)}. \quad (3.20)$$

Zwei Extremfälle in den Randbedingungen sind für die weiteren Berechnungen von Relevanz: Der Rand der Membran ist vollständig eingespannt ( $\Delta$ ) oder ruht auf einem festen Auflager ( $\Delta$ ) [106]. Die in den folgenden Kapiteln untersuchten kapazitiven Druckdosen sind in Oberflächen-Mikromechanik aufgebaut [30].



Der Rand der Membran ist demnach nicht fest eingespannt, sondern ist über konzentrische Ringe aus unterschiedlichen Materialien mit dem Substrat verbunden. Eine Drehbewegung der Membran bei  $r = R$  ist anders als bei einem festen Auflager nur eingeschränkt möglich. Daher wird sich die reale Biegelinie eines kapazitiven Drucksensors zwischen den beschriebenen Extremfällen bewegen. Die rotationssymmetrische Biegelinie  $w(r)$  einer vollständig eingespannten kreisförmigen Membran ergibt sich nach Integration von Gleichung 3.19 mit den Randbedingungen  $w'(0) = 0$ ,  $w'(R) = 0$  sowie  $w(R) = 0$  zu

$$w_e(r) = \frac{p}{64D} (R^2 - r^2)^2, \quad (3.21)$$

die einer fest gelagerten Membran mit  $w'(0) = 0$  und  $w(R) = 0$  zu

$$w_g(r) = \frac{p(R^2 - r^2)}{64D} \left( \frac{5 + \nu}{1 + \nu} R^2 - r^2 \right) \quad (3.22)$$

Prozessbedingt kommt es bei der Herstellung der mikromechanischen Drucksensoren zu Vorspannungen in der Membran. Diese haben einen direkten Einfluss auf die Biegelinie, so dass der Zusammenhang aus Gleichungen 3.21 und 3.22 um einen spannungsabhängigen Koeffizienten erweitert werden muss zu

$$w_\sigma(r) = \frac{w(r)}{1 \pm \gamma} \quad (3.23)$$

wobei negative Vorzeichen für Druck- und positive für Zugspannungen stehen. Der Koeffizient  $\gamma$  ist abhängig von den Randbedingungen bei  $r = R$  und kann näherungsweise bestimmt werden zu

$$\gamma_e = \frac{N_r R^2}{14,68D} \quad (3.24)$$

für eingespannte und

$$\gamma_g = \frac{N_r R^2}{4,2D} \quad (3.25)$$

für fest gelagerte Membranen.  $N_r$  entspricht einer konstanten Linienlast in radialer Richtung, die eine uniforme Stauchung oder Dehnung der Platte hervorruft und kann über die Beziehung

$$N_r = \varepsilon_{rr} \frac{Eh}{1 - \nu} \quad (3.26)$$

aus der intrinsischen Dehnung aufgrund des Herstellungsprozesses  $\varepsilon_{rr}$  und der Dicke der Membran  $h$  ermittelt werden.

Bei Betrachtung von Kondensatoranordnungen kann eine Druckerhöhung dazu führen, dass die Membran auf dem Substrat als festem Lager aufliegt und sich für steigende Drücke an dieses weiter anlegt. Die Lösung von Gleichung 3.19 ist dann von der Form

$$w(r) = C_1 + C_2 \log(r) + C_3 r^2 + C_4 r^2 \log(r) + \frac{pr^4}{64D} \quad (3.27)$$

Auf eine vollständige Lösung dieses Problems wird aus Gründen der Komplexität verzichtet; nach [37] wird eine Näherungslösung für das Aufliegen eingespannter Membranen eingeführt. Dabei wird vereinfachend angenommen, dass das Verhalten der Drucksensormembran zwischen dem Radius des aufliegenden Teils  $R_{Ae}$  und dem Außenradius der Membran  $R$  einem ähnlichen Verlauf folgt wie die eingespannte, frei verformbare Membran in Gleichung 3.21. In Verbindung mit dem oben eingeführten Faktor  $\gamma$  für uniforme Stauchungen oder Dehnungen, dem Abstand  $d_0$  zwischen Membran und Auflager sowie dem nicht aufliegenden Teil  $\Delta R = R - R_{Ae}$  kann die Durchbiegung für alle Bereiche berechnet werden zu

$$w_e(r) = \begin{cases} d_0 & \text{für } x < R_{Ae} \\ \frac{p\Delta R^4}{64D(1\pm\gamma_e)} \left(1 - \frac{(r-R_{Ae})^2}{\Delta R^2}\right)^2 & \text{für } x \geq R_{Ae} \end{cases} \quad (3.28)$$

Der Radius  $R_{Ae}$  des aufliegenden Bereichs ergibt sich in Abhängigkeit des Drucks  $p$  über den Zusammenhang

$$R_{Ae} = R - \sqrt[4]{\frac{64Dd_0(1\pm\gamma_e)}{p}}. \quad (3.29)$$

Äquivalent dazu lässt sich das Verhalten einer fest gelagerten Membran, die auf einem Auflager anliegt über die Beziehung

$$w_g(r) = \begin{cases} d_0 & \text{für } x < R_{Ag} \\ \frac{p\Delta R^4}{64D(1\pm\gamma_g)} \left(1 - \frac{(r-R_{Ag})^2}{\Delta R^2}\right) \left(\frac{5+\nu}{1+\nu} - \frac{(r-R_{Ag})^2}{\Delta R^2}\right) & \text{für } x \geq R_{Ag} \end{cases} \quad (3.30)$$

mit dem Radius

$$R_{Ag} = R - \sqrt[4]{\frac{64Dd_0(1+\nu)(1\pm\gamma_g)}{(5+\nu)p}}. \quad (3.31)$$

beschreiben. Eine genauere Betrachtung der verschiedenen Lastfälle mit besonderer Berücksichtigung intrinsischer Stauchung wird in Kapitel 6.3 im Vergleich zur Finiten Elemente Simulation durchgeführt.

Treten unsymmetrische Belastungen einer rotationssymmetrischen Platte auf, muss die Durchbiegung dem Zusammenhang

$$\Delta\Delta w = \left(\frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2}{\partial \Theta^2}\right) \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \Theta^2}\right) = \frac{q}{D} \quad (3.32)$$

genügen. Dabei ist  $\Theta$  der Drehwinkel um die  $z$ -Achse in Polarkoordinaten. Die Lösung dieser Gleichung ist von der Form

$$w = w_0 + R_0 + \sum_{m=1}^{\infty} R_m \cos m\Theta + \sum_{m=1}^{\infty} R'_m \sin m\Theta, \quad (3.33)$$

wobei  $w_0$  eine partikuläre Lösung von Gleichung 3.32,  $R_0$  der oben für verschiedene Fälle gelöste Zusammenhang für symmetrische Biegung kreisförmiger Platten ist und die von  $\Theta$  unabhängige Konstanten  $R_m$  mit Hilfe der eingangs erwähnten

Randbedingungen für eingespannte oder gelagerte Platten bestimmt werden können. Ist die unsymmetrische Belastung beispielsweise eine Dehnung oder Stauchung in  $x$ -Richtung ( $N_x \cos(\Theta)$ ), kommt es zu einem Beulverhalten der Platte, das nicht mehr ohne größeren Aufwand analytisch bestimmt werden kann. Untersuchungen zum Verhalten unsymmetrisch gedehnter oder gestauchter rotationssymmetrischer Platten wurden beispielsweise in [31] durchgeführt. Eine genauere Betrachtung eines unsymmetrisch belasteten Aufbaus erfolgt daher mit Hilfe einer Finiten Elemente Simulation in Kapitel 6.3.

### 3.2.2 Funktionsweise

Der Kapazitätswert einer runden Membran ergibt sich über das Integral

$$C = \epsilon_0 \int_0^{2\pi} \int_0^R \frac{r}{d_0 - w(r)} dr d\Theta. \quad (3.34)$$

Hierbei bezeichnet  $\epsilon_0$  die Dielektrizitätskonstante des Vakuums,  $R$  den Radius der Membran,  $d_0$  den Abstand der beiden Elektroden des Kondensators ohne äußere Belastung und  $w(r)$  die Biegelinie der drucksensitiven Membran, die für den jeweiligen Lastfall aus den im vorigen Kapiteln angegebenen Formeln ausgewählt werden muss. Nach Integration von Formel 3.36 folgt der Kapazitätswert des Drucksensors für eine eingespannte Membran beispielsweise dem Zusammenhang

$$C = \epsilon_0 \frac{8\pi\sqrt{D}}{\sqrt{d_0 p}} \tanh^{-1} \left( \frac{R^2\sqrt{p}}{8\sqrt{Dd_0}} \right). \quad (3.35)$$

Wie bereits erwähnt, kommt es für Drücke oberhalb des Betriebsbereichs eines mikromechanischen Drucksensors zu einem Anlegen der Membran an die Gegenelektrode. Das Abrollen der Platte bei Druckanstieg zeigt sich in einem linearen Anstieg des Kapazitätswerts im Gegensatz zur quadratischen Abhängigkeit der frei gebogenen Membran und kann über die vereinfachte Annahmen in Gleichungen 3.28 und 3.30 angenähert werden. Berücksichtigt werden muss dabei, dass der Abstand der beiden Elektroden einen Wert größer Null besitzt. Typischerweise trennt eine dünne Schicht Dielektrikum der Dicke  $d_{Di}$  mit der Dielektrizitätszahl  $\epsilon_r$  die Drucksensormembran von der Gegenelektrode. So ergibt sich bei einem aufliegenden Teilbereich mit dem Radius  $R_A$  der Wert der Kapazität zu

$$C = \epsilon_0 \left( \epsilon_r \frac{R_A^2 \pi}{d_{Di}} + \int_0^{2\pi} \int_{R_A}^R \frac{r}{d_0 - w_A(r)} dr d\Theta \right). \quad (3.36)$$



Die im Folgenden dargestellten Methoden werden an unterschiedlichen Stellen des Herstellungsprozesses für gedünnte Siliziumstrukturen und flexible Kontaktierungsfolien angewandt. Dazu gehören verschiedene Verfahrensweisen zum Maschieren, Ätzen und Schleifen von Silizium. Zum anderen werden Verfahren beschrieben, die in der Aufbau- und Verbindungstechnik mikromechanischer Drucksensoren zum Einsatz kommen: Drahtbonden, Flip-Chip-Verfahren und die Anwendung von leitfähigen Klebstoffen und Lotpasten.

#### 4.1 SILIZIUMPROZESSE

##### 4.1.1 *Lithographie*

Zur Bearbeitung von Silizium und darauf abgeschiedenen Schichten werden Ätzprozesse benötigt, in denen schützende Lack- oder Metallschichten die Strukturen außerhalb der zu ätzenden Flächen bedecken. Die verwendeten Lacke bestehen aus Epoxidharzen oder Polymeren, die mit einem Lösungsmittel verdünnt und einer photoaktiven Komponente versetzt werden [65]. Die Strukturierung dieser Schutzschichten geschieht in lithographischen Prozessen, deren Ablauf in Abbildung 4.1 dargestellt ist. Dabei wird nach optionaler Vorbehandlung des Wafers mit Temperatur (120 °C) oder HMDS (Hexamethyldisilazan) zur Erhöhung der Lackhaftung in einem Schleuderverfahren eine dünne Lackschicht auf das Siliziumsubstrat aufgebracht. Ein Softbake (Erhitzen des Wafers für kurze Zeit über 100 °C) nach dem Belacken sorgt für eine Reduzierung des Restlösemittels im Lack. Im anschließenden Belichtungsschritt schützt eine Maske Teile des Lacks vor Lichteinfall. Je nach Art des Lacks (positiv oder negativ) werden im folgenden Entwicklungsschritt die belichteten oder unbelichteten Bereiche gelöst und die darunter liegende Schicht freigelegt. Bei einem Positivlack zersetzt sich die photoaktive Komponente unter Lichteinfall und wird im Entwickler löslich, im Negativlack löst die Belichtung eine Quervernetzung des Polymers aus, die eine Lösung im Entwickler verhindert. Anschließend kann durch einen Hardbake die Widerstandsfähigkeit der strukturierten Schicht gegenüber folgenden Ätz- oder Beschichtungsprozessen erhöht werden. Passende Ätzmedien können nach dem Entwickeln die unmaskierten Bereiche angreifen. Nach Erreichen der gewünschten Tiefe oder Entfernen der zu ätzenden Schicht lässt sich die Lackmaske mit Hilfe eines Lösungsmittels ablösen.

Bei Herstellung von Polyimidfolien zur Kontaktierung gedünnter Siliziumstrukturen wird vor Aufbringen der Lackschicht eine Polyimidschicht in der gewünschten Dicke aufgeschleudert. Im darauf folgenden Lackprozess kann das Polyimid

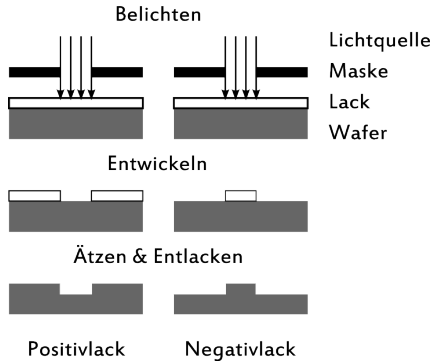


Abbildung 4.1: Prozessablauf für Negativ- und Positivlack

mit demselben Entwickler entfernt werden wie der zur Strukturierung verwendete Lack, wodurch die Maskengeometrie in das Polyimid übertragen wird.

4.1.2 Siliziumbearbeitung

Die in dieser Arbeit verwendeten Strukturen aus unbearbeitetem Silizium sowie die funktionsfähigen Drucksensoren werden mit nass- und trockenchemischen Ätzprozessen sowie mechanischen Abtragsverfahren vereinzelt und bearbeitet. Nasschemisch lässt sich Silizium beispielsweise mit KOH (Kaliumhydroxid, Verwendung in wässriger Lösung bei 85 °C) strukturieren. Dieses Ätzmedium weist eine hohe Anisotropie gegenüber den Kristallrichtungen im Silizium auf, die in Kapitel 3.1 dargestellt sind. Das Ätzratenverhältnis der [100]-Richtung gegenüber der [111]-Richtung beträgt beispielsweise 300, das der [110]-Richtung sogar 600 [64, 104, 117]. Der Querschnitt durch ein so entstehendes Ätzprofil für einen [100]-Wafer ist in Abbildung 4.2 dargestellt. Durch die hohe Selektivität stoppt der Ätzprozess in einer Pyramidenform, sobald vier durch eine Maske begrenzte (111)-Ebenen aufeinanderstoßen. Idealerweise kann ein Graben der Tiefe  $t$  über die Beziehung

$$t = L/\sqrt{2} \tag{4.1}$$

mit Hilfe einer Maske der Breite  $L$  geätzt werden [19]. Die Justage der Ätzmaske (meist  $\text{Si}_3\text{N}_4$ ) gegenüber der Kristallrichtung ist von großer Bedeutung, da bei geringen Winkelfehlern bereits hohe Unterätzungen entstehen. Die Abweichung

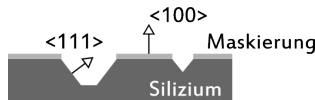


Abbildung 4.2: Siliziumätzen mit KOH

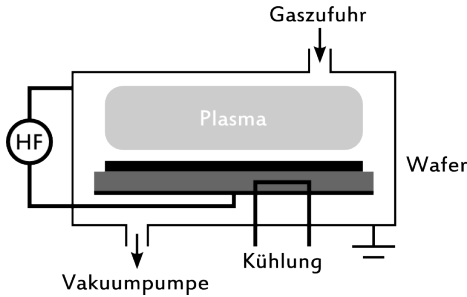


Abbildung 4.3: Schematische Darstellung einer Anlage für Reaktives Ionenätzen (RIE)

$\Delta t/t$  in der Tiefe bei einem Winkelfehler  $\gamma$  gegenüber der [110]-Richtung beträgt

$$\frac{\Delta t}{t} = \cos(\gamma) + \sin(\gamma) - 1. \quad (4.2)$$

Da in der vorliegenden Arbeit die Justage der Siliziumgräben gegenüber den mikromechanischen Druckdosen von hoher Wichtigkeit ist, wird im weiteren Verlauf auf die Verwendung von KOH als Ätzmittel verzichtet. Stattdessen werden die Gräben in einer Plasmaätzanlage (siehe Abbildung 4.3) strukturiert. Dabei wird aus einem  $\text{SF}_6\text{-O}_2$ - oder  $\text{CF}_4\text{-O}_2$ -Gemisch ein Plasma erzeugt und die so entstehenden reaktiven Ionen treffen auf den maskierten Wafer auf. An den nicht abgedeckten Stellen kann der chemische Ätzprozess ablaufen [117]. Aufgrund der gerichtet auf den Wafer auftreffenden Ionen weist der Ätzprozess ebenfalls eine gewisse Anisotropie auf, die aber nicht kristallrichtungsabhängig ist.

Für einen großflächigen Materialabtrag zur Herstellung flexibler Siliziumstrukturen sorgt das Läppen; zur Gewährleistung einer minimalen Oberflächenrauigkeit wird ein abschließender chemisch-mechanischer Polierschritt (CMP) eingesetzt. Bei beiden Verfahren werden Siliziumwafer über eine dünne Wachsschicht auf starre Glasträger aufgeklebt, mit Vakuum an die Stirnfläche eines zylinderförmigen Probenhalters montiert und kopfüber auf eine drehbare Scheibe gesetzt. Die Drehung der Scheibe versetzt den Probenhalter in eine Rotation um die Mittelachse, was einen homogenen Abtrag des Materials gewährleistet. Als Gemisch wird eine Aluminiumoxid-Suspension (Läppen) oder eine Kolloidlösung mit Siliziumoxidpartikeln (Polieren) verwendet. Die Abtragsrate beim Läppen kann über die Korngröße der Aluminiumoxidpartikel, die Oberfläche der Scheibe, die Rotationsgeschwindigkeit sowie den Anpressdruck des Probenhalters variiert werden. Für das Polieren wird eine mit Polyurethan beschichtete oder einem Poliertuch versehene Platte eingesetzt [56].

Tabelle 4.1: Lotpasten

Lotpaste	Legierung	T/°C	t/s
Edsyn CR44	Sn62 Pb36 Ag2	250	40
Heraeus F640	Sn95,5 Ag4 Cu0,5	240	100

## 4.2 AUFBAU- UND VERBINDUNGSTECHNIK

### 4.2.1 Löten

Das Löten dient der elektrischen, thermischen und mechanischen Verbindung zwischen zwei Bauteilen [48]. Die in Tabelle 4.1 dargestellten Lotpasten wurden in dieser Arbeit verwendet, wobei für den Aufbau von im Tierversuch verwendeten Implantaten bleifreies Lot verwendet wurde. Es existieren verschiedene Methoden, Materialien zum Erstellen einer Lötverbindung zwischen die Fügepartner zu bringen, darunter LötKolbenlöten mit Lötendraht, Dispensverfahren und Siebdrucken mit Lotpaste, Tauchlöten in flüssiges Lot und Reflowlöten mit Lötfolie. Da in der vorliegenden Arbeit geringe Stückzahlen und kleine Strukturgrößen vorherrschen und eine gute Positionierbarkeit der Bauelemente gewährleistet sein muss, konzentriert sich der folgende Abschnitt auf die Beschreibung dispensbarer Reflow-Lotpasten, die aus Lotpulver, Flussmittel und einem gelierenden oder suspendierendem Zusatz als Trägermaterial bestehen und eine homogene und kinetisch stabile Mischung ergeben [85, 48]. Dabei haben die unterschiedlichen Komponenten folgende Aufgaben:

**TRÄGERMATERIAL** stellt konstante Fließeigenschaften während der Verarbeitung sicher

**FLUSSMITTEL** sorgt mit seinen reduzierenden und die Oberflächenspannung verringern den Eigenschaften für eine gute Benetzbarkeit des Untergrunds und eine fehlerlose metallische Verbindung. Sie sind nach EN ISO 9454 für verschiedene Anwendungen spezifiziert.

**LOTPULVER** ist als die einzige permanente Komponente in einer Gewichtsmenge von 75 bis 90 % in der Lotpaste vorhanden und kann beispielsweise durch ein Verblasen der vorlegierten Lote hergestellt werden.

### 4.2.2 Leitkleben

Klebstoffe, laut Definition nach DIN EN 923, sind 'nichtmetallische Stoffe, die Werkstoffe durch Oberflächenhaftung (Adhäsion) so verbinden können, dass die Verbindung eine ausreichende innere Festigkeit (Kohäsion) besitzt' [27]. Sie bestehen aus einer polymeren Matrix, die physikalisch (z.B. unter Verdunstung eines Lösungsmittels) oder chemisch (sog. Reaktionsklebstoffe) abbindet. Zusätzlich lässt sich grundsätzlich eine Unterteilung in ein- und zweikomponentige Klebstoffe vornehmen: Bei einkomponentigen Materialien liegen sämtliche Reaktionspartner, teilweise unter Zugabe eines Lösungsmittels, in einer Mischung vor. Die Polymerisationsreaktion wird meist durch Absenken der Temperatur gebremst.



Bei zweikomponentigen Klebstoffen wird die Reaktion erst durch Zusammenfügen der beiden getrennt aufbewahrten Reaktionspartner in Gang gesetzt. Im Folgenden werden drei ausgewählte, im Verlauf der Arbeit verwendete Klebstoffarten vorgestellt [78]:

**EPOXIDE** Bei diesen Polyadditionsklebstoffen lagern sich verschiedenartige Monomermoleküle aneinander. Die entstehende Schicht zählt zu den Duromeren, wodurch eine sehr hohe Stabilität erreicht wird. Vorteile der Epoxide sind die geringe Schwindung der Klebeschicht und dadurch eine hohe Maßhaltigkeit, eine sehr gute Haftfestigkeit zwischen den Fügepartnern und die Möglichkeit, dem Epoxid mit Hilfe von Füllstoffen unterschiedliche Eigenschaften wie Leitfähigkeit oder hohe thermische Kapazität zuzuweisen.

**POLYIMIDE** Wie bei Epoxiden lagern sich auch hier verschiedene Reaktionspartner aneinander. Die hohe thermische Belastbarkeit dieses Materials ist ein wesentlicher Vorteil. Nachteilig ist die sehr hohe Aushärtetemperatur sowie die Tatsache, dass vor der Verarbeitung von gefüllten Polyimiden ein Lösungsmittel benötigt wird, um die Viskosität herabzusetzen. Dies kann zur erhöhten Blasenbildung bei der Aushärtung führen.

**SILIKONE** Diese Klebstoffe weisen eine alternierende Si-O-Si-Verknüpfung auf. Durch unterschiedliche Vernetzungsgrade werden dabei verschiedene Strukturmöglichkeiten von linear (Silikonöle) bis hochvernetzt (Silikonharze) geschaffen. Bei der Raumtemperaturvernetzung geschieht die Vulkanisierung unter Anwesenheit von Luftfeuchtigkeit (einkomponentig) oder Härter (zweikomponentig). Silikonklebstoffe sind sehr elastisch und ermöglichen dadurch den Ausgleich unterschiedlicher Ausdehnungskoeffizienten der Fügepartner. Dies begrenzt allerdings die Scherfestigkeit des Materials. Sie haben eine hohe Beständigkeit gegen Wärme, Chemikalien, Witterung, Strahlung und Alterung sowie eine hohe Flammwidrigkeit. Außerdem enthalten sie keine zersetzbaren Bestandteile. Wie die Epoxide sind ihre Eigenschaften sehr gut durch Füllstoffe zu modifizieren (beispielsweise [40]).

Kommerziell erhältliche leitfähige Klebstoffe haben die Aufgabe, zwei Fügepartner unter Herstellung einer elektrischen Verbindung miteinander in Kontakt zu bringen. Dabei lassen sich drei verschiedene Mechanismen beschreiben:

1. Durch eine ausreichende Füllung leitfähiger Partikel in der Klebstoffmatrix werden leitfähige Pfade ausgebildet, die einen Stromfluss zwischen den Fügepartnern zulassen.
2. Das Tunneln von Elektronen wird durch eine geringe Dicke der Klebeschicht und dadurch einen geringen Abstand der Fügepartner ermöglicht.
3. Der verwendete Klebstoff ist ein bereits leitfähiges organisches Polymer [113].

Die am häufigsten angewandten Leitklebstoffe bestehen aus einer mit leitfähigen Partikeln angereicherten Matrix. Hierbei sind wiederum silbergefüllte Epoxidklebstoffe vorherrschend, alternativ ist beispielsweise eine Silikon- oder Polyimidmatrix möglich. Weitere Füllstoffe sind z.B. Gold, Nickel oder Kupfer. Das Aufbringen der Klebstoffe auf Leiterbahnanschlüsse geschieht entweder durch Dispensen durch eine dünne Nadel, Stempeln oder Siebdrucken mit Hilfe eines

Tabelle 4.2: Leitklebstoffe

Klebstoff	Matrix	Füllstoff	$T/^\circ\text{C}$	$t$	$\rho/10^{-6} \Omega\text{m}$
<b>isotrop</b>					
Unimec XH9626-7	Epoxid (1k)	Silber	150	30 min	2
Elecolit 325	Epoxid (2k)	Silber	150	5 min	50
<b>anisotrop</b>					
Elecolit 3061	Epoxid (1k)	Silber	130	20 s	10

Rakels. Das gewünschte Bauteil wird auf die entstandenen Klebstoffdepots positioniert und mit leichtem Druck fixiert. Im Anschluss erfolgt ein Ausheizschritt, der je nach Klebstoff unterschiedlich ausfällt. In Tabelle 4.2 sind die in dieser Arbeit verwendeten Klebstoffe sowie ihre Verarbeitungsparameter aufgeführt.

Anisotrope Leitklebstoffe unterscheiden sich von den oben erwähnten durch die Dichte des leitfähigen Füllstoffes in der Matrix [79]. Eine Herabsetzung des spezifischen Widerstands erfolgt durch das Aufeinanderpressen zweier leitfähiger Schichten, zwischen denen sich eine niedrige Anzahl von Partikeln befindet. Während des Ausheizens bilden die Partikel eine leitfähige Verbindung zwischen den beiden Schichten. Eine laterale Herabsetzung des spezifischen Widerstands ist durch die geringe Dichte und damit den hohen Abstand zwischen den einzelnen Füllstoffpartikeln nicht gegeben. Dadurch besteht keine Notwendigkeit, während des Dispensens auf eventuelle Kurzschlüsse zwischen benachbarten Leiterbahnen zu achten.

#### 4.2.3 Drahtbonden

Der elektrische Anschluss integrierter Schaltungen wird häufig durch das Anbringen von dünnen Golddrahtverbindungen (Drahtbonds) realisiert. Dies geschieht durch Herstellen einer Pressschweißverbindung zwischen einer metallisierten Anschlussfläche und einem dünnen Golddraht [85]. Grundsätzlich handelt es sich bei den im Festkörper wirkenden Kohäsionskräften in aufsteigender Reihenfolge um van der Waals-, elektrostatische sowie metallische Kräfte. Van der Waals-Kräfte bilden sich aus, wenn der Abstand  $z$  zwischen zwei Atomen größer ist als der Atomdurchmesser. Elektrostatische Kräfte ergeben sich, wenn  $z$  in etwa dem Tunnelabstand entspricht. Eine metallische Verbindung kommt zustande, wenn der Abstand  $z$  im Bereich der Gitterkonstante liegt. Bei der Drahtbondverbindung ist eine sehr große Annäherung beider Fügepartner auf einer möglichst ausgedehnten Fläche wünschenswert, damit die Kohäsionskräfte greifen können. Hierzu ist die plastische Verformung mindestens eines Partners (zumeist des Golddrahts) notwendig, die durch Thermokompressionsbonden (Einbringen von Druck und Temperatur während des Bondens), Ultraschallbonden (Anwendung von Druck und Ultraschall) sowie Thermosonic-Bonden (Kombination von Druck, Temperatur und Ultraschall) realisiert werden kann. Die folgenden Ausführungen konzentrieren sich auf das **Thermosonic-** und das **Ultraschallbonden**,

da diese Verfahren im Verlauf der vorliegenden Arbeit im Wesentlichen angewendet wurden.

#### *Thermosonic-Bonden (Ball/Wedge-Verfahren)*

Der für das Erstellen der elektrischen Verbindung notwendige Golddraht wird durch eine Drahtklammer und eine beispielsweise aus Aluminiumoxidkeramik bestehende Kapillare geführt und endet kurz oberhalb einer Gegenelektrode, wie in Abbildung 4.4 a dargestellt. Das Anlegen eines kurzen Spannungspulses an die Elektrode bewirkt ein Aufschmelzen und sofortiges Erkalten des Golddrahts, dessen Ende dadurch eine kugelförmige Struktur annimmt (der sogenannte Ball), 4.4 b. Das kugelförmige Ende wird auf die metallisierte Anschlussfläche gesetzt und geht mit dieser unter Anwendung von Druck (der Kapillare), Temperatur (einer unter dem Chip befindlichen Heizplatte) und Ultraschall (eines an die Halterung der Kapillare angeschlossenen Ultraschalltransducers) eine Pressschweißverbindung ein (4.4 c). Ist das Aufbringen eines sogenannten Stud-Bumps für eine Flip-Chip-Verbindung (siehe Kapitel 4.2.4) erwünscht, schließt sich die Drahtklammer oberhalb der Kapillare und die Verbindung reißt kurz über der eben erstellten Schweißstelle zwischen Anschlussfläche und Golddraht. Soll eine elektrische Verbindung zu einer weiteren Anschlussfläche hergestellt werden, wird die Drahtklammer geöffnet und eine Drahtbrücke formt sich entlang der Bewegungslinie der Kapillare aus (4.4 d). Diese Bewegung ist richtungsunabhängig, da die erste Verbindung durch die Form der Kapillare und das kugelförmige Verformen des Golddrahts rotationssymmetrisch ist. Am Ziel der Drahtverbindung senkt sich die Kapillare auf die Anschlussfläche und formt erneut mit Hilfe von Druck, Temperatur und Ultraschall eine mechanische und elektrische Verbindung zwischen den Fügepartnern. In der abschließenden Aufwärtsbewegung der Kapillare ist die Drahtklammer geschlossen und der Golddraht reißt an der durch die Kapillarbewegung verursachten Sollbruchstelle hinter der Schweißverbindung (4.4 e). Das unten aus der Kapillare herausstehende Drahtende kann zum Formen einer weiteren Verbindung wieder kugelförmig aufgeschmolzen werden. In Anpassung an unterschiedliche Voraussetzungen (unterschiedliche Lage und Höhe der Anschlussflächen, schwer zugängliche Verbindungsstellen etc.) kann die Form der Drahtbrücke durch das Bewegungsmuster der Kapillare während des Prozesses angepasst werden. Einen wesentlichen Vorteil stellt der rotationssymmetrische Querschnitt der Startverbindung dar, da so Bondverbindungen in beliebige Richtungen erstellt werden können.

#### *Ultraschallbonden (Wedge/Wedge-Verfahren)*

Der Golddraht wird hier von hinten durch eine Drahtklammer und eine eingelassene Vertiefung in einem keilförmigen Bondwerkzeug nach vorne geführt, siehe Abbildung 4.5. Das Endstück des Drahtes befindet sich dabei unterhalb des Bondkeils. Zur Herstellung der ersten Verbindung drückt der Keil den Draht auf die Anschlussfläche und erzeugt unter Anwendung von Ultraschall und Druck eine Schweißverbindung zwischen beiden Fügepartnern (4.5 a). Nach dem Lösen der Drahtklammer formt die Bewegung des Bondkeils eine gerichtete Drahtbrücke zum Zielanschluss (4.5 b). Hierbei müssen Start- und Zielfläche in einer Linie

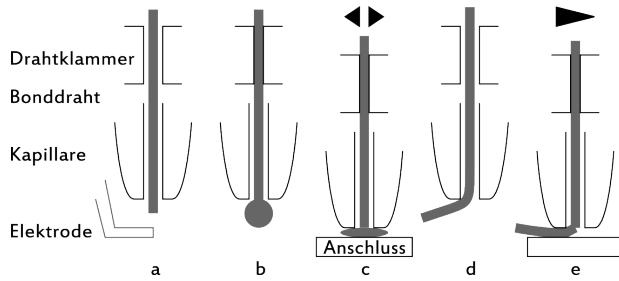


Abbildung 4.4: Prozessablauf des Ball-Wedge-Verfahrens

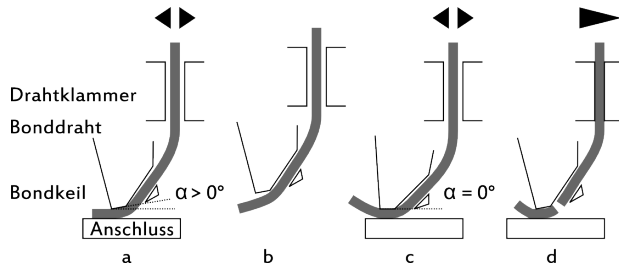


Abbildung 4.5: Prozessablauf des Wedge-Wedge-Verfahrens

hintereinander liegen, was ein Drehen des Werkstücks erforderlich machen kann. Das Vorgehen zur Herstellung der ersten Verbindung wird auf der Zielfläche wiederholt, wobei sich der Bondkeil in einer flacheren Anstellung zur Unterlage befindet (4.5 c). Nach Erstellung der Verbindung wird der Draht durch das Schließen der Drahtklammer und die Aufwärtsbewegung des Bondkeils an der entstandenen Sollbruchstelle kurz hinter der Anschlussfläche abgetrennt (4.5 d). Ein Vorteil des Wedge/Wedge-Verfahrens ist die im Vergleich zum Ball/Wedge-Verfahren niedrige Höhe der Drahtbondverbindung, da die Bondkeilbewegung aufgrund des fehlenden Balls der Startverbindung wesentlich flacher verlaufen kann als die Kapillarbewegung.

#### 4.2.4 Flip-Chip-Bonden

Unter dem Begriff des Flip-Chip-Bondens versteht man die Herstellung einer elektrischen und mechanischen Verbindung zwischen einem Chip und einem Substrat über unterschiedliche Verbindungsmaterialien, wobei die Chipoberseite mit den Anschlussflächen in Richtung des Substrats zeigt [55]. Vorteilhaft an dieser Verbindungsart ist, dass

- in einem einzigen Prozessschritt ein Anschluss mehrerer Kontaktflächen parallel erfolgen kann. Dies spart vor allem bei einer Vielzahl von Kontaktflächen Zeit im Herstellungsprozess.

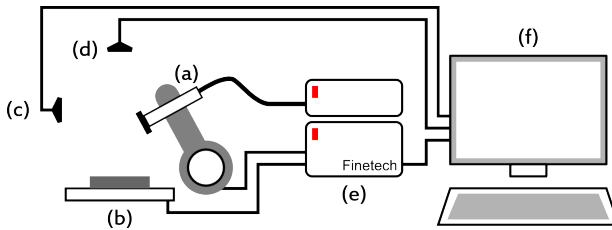


Abbildung 4.6: Schemazeichnung eines FlipChip-Bonders mit (a) Chip an Vakuumaufnahme, (b) Substrat auf justierbarer Auflage, (c) Chipkamera, (d) Substratkamera, (e) Bondsteuergerät, (f) Bedienrechner

- die Chipoberfläche durch den Kontaktierungsschritt vor mechanischen Einflüssen geschützt ist, ohne dass ein zusätzliches Vergussmaterial eingesetzt werden muss. Durch Applikation eines Underfill-Materials (meist ein niederviskoses Polymer [95]) wird die Widerstandsfähigkeit der Verbindung weiter erhöht.
- durch eine Verlagerung der Anschlussflächen unter den Chip die Gesamtgröße des Substrats reduziert werden kann. Dies unterstützt beim Aufbau intelligenter Implantate die Anpassung der Elektronik auf das meist begrenzte Platzangebot.
- die Aufbauhöhe des Chip-/Substratverbunds durch das Entfernen der ansonsten notwendigen Drahtbondverbindung minimiert werden kann. Dies hat wie die Reduzierung der Substratgröße Vorteile für einen flachen Aufbau von Elektronikkomponenten für Implantatanwendungen.

Eine solche Verbindung wird mit Hilfe eines Flip-Chip-Bonders durchgeführt, wie er in Abbildung 4.6 mit typischen Komponenten dargestellt ist: Der zu montierende Chip wird kopfüber auf eine Auflage gelegt und von einem Schwenkarm, an den ein Vakuumhalter (a) befestigt ist, aufgenommen. Mit Hilfe zweier Kameras kann die Justage der Anschlussmuster des Chips (c) und des Substrats (d) zueinander erfolgen. Nach erfolgreicher Positionierung durch das Bedienpersonal oder eine automatische Bilderkennungssoftware wird der Chip an der Aufnahme abgeschwenkt und mit dem ausgewählten Bondprozess auf das Substrat (b) aufgebracht. Der Ablauf des Bondvorgangs und der Einsatz von unterschiedlichen Modulen (Ultraschalleinheit, Chip- oder Substratheizung) des Bondgeräts (e) wird über eine Steuersoftware an einem Bedienrechner (f) koordiniert. Die während des Bondprozesses verwendeten Parameter richten sich nach den für die elektrische Verbindung ausgewählten Materialien. Typische, auch im Verlauf der vorliegenden Arbeit angewandte Verbindungsmaterialien für eine Flip-Chip-Verbindung sind Goldkontakte, eutektische Lötverbindungen sowie leitfähige Klebstoffe, die im Folgenden kurz dargestellt werden.

### *Flip-Chip-Verbindung mit Goldkontakten*

Diese Verbindungsart basiert auf einer Pressschweißverbindung eines Kontaktflächenpaares über eine dazwischen liegende Goldschicht. Dabei wird zunächst wie beim Drahtbonden über Ball-Wedge-Verfahren ein aufgeschmolzener Goldball - der sogenannte Studbump - auf eine der Kontaktflächen (meist die des Chips) abgesetzt, wozu sich eine genauere Prozessbeschreibung in Kapitel 4.2.3 findet. Nach Justage der Kontaktflächen zueinander setzt die mit einer Ultraschallquelle verbundene Chipaufnahme den Chip kopfüber auf das Substrat. Unter Aufbringen einer definierten Kraft kann die Chipaufnahme einen Ultraschallpuls beliebiger Dauer und Intensität an den auf das Substrat gepressten Chip abgeben, wodurch die in Kontakt mit beiden Kontaktflächen befindlichen Gold-Studbumps sich verformen und über die entstehende Pressschweißverbindung einen elektrischen und mechanischen Kontakt zwischen Chips und Substrat herstellen. Die Anzahl der parallelen Kontakte kann über Anpassung der Prozessparameter nahezu beliebig variiert werden. Vorteile dieser Verbindungsweise sind die einfache Herstellung der Gold-Studbumps in einem etablierten Prozess auf Standard-Bondkontaktflächen sowie die Langzeitstabilität der rein metallischen Verbindung. Ein Nachteil vor allem bei der Verbindung dünner Siliziumstrukturen sind die vergleichsweise großen Kräfte und die hohe Ultraschallleistung, die für die Verformung der Studbumps aufzubringen sind und die empfindliche Strukturen geringer Dicke schädigen können.

### *Flip-Chip-Verbindung über eutektisches Lot*

Bei dieser Art von Verbindung werden Legierungen im Eutektikum verwendet, einem spezifischen Gewichtsverhältnis der Legierungspartner mit einem niedrigeren Schmelzpunkt als die angrenzenden Verhältnisse. Die Komponenten der Legierung können über Standard-Dickschichtprozesse einzeln aufgebracht werden. Gold- und Zinnschichten für eine AuSn-Verbindung werden beispielsweise in aufeinander folgenden Galvanikprozessen abgeschieden. Über einen Umschmelzschritt unter reduzierender Atmosphäre erfolgt danach das Anlegen eines halbkugelförmigen Lotdepots. Die Verbindung zwischen Chip und Substrat wird mit Hilfe des Flip-Chip-Bonders nach Justage der Kontaktflächen zueinander und Ablegen des Chips über das Beheizen beider Fügepartner hergestellt. Der Vorteil dieser Verbindung sind der relativ spannungs- und kräftearme Aufbauprozess, der dünne Strukturen nur wenig beansprucht sowie die Selbstjustageigenschaften des aufgeschmolzenen Lots [45]. Ein entscheidender Nachteil ist die notwendige halbleitertechnische Prozessierung bereits existierender Strukturen und der daraus folgende erhöhte Schutzbedarf gegen im Prozess angewandte Chemikalien. Beide Fügepartner benötigen außerdem einen zusätzlichen Schichtaufbau als Diffusionsbarriere oder zur Bereitstellung eines lötbaren Untergrunds (beispielsweise Zink-Nickel-Gold), was die Prozesszeiten für den Aufbau verlängert.

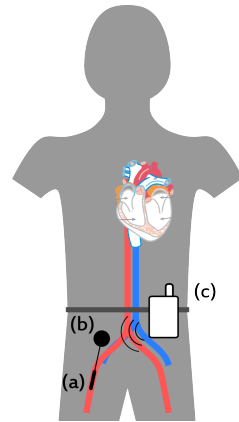
### *Flip-Chip-Verbindung mit Leitklebstoffen*

Die in Kapitel 4.2.2 beschriebenen mit leitfähigen Füllstoffen versehenen Klebstoffe können ebenfalls für die Erstellung einer Flip-Chip-Verbindung herangezogen werden. Ein Aufbringen der Materialien ist über Siebdruck oder manuelles Dispensieren möglich, falls es sich um isotrop leitfähige Klebstoffe handelt. Hierbei muss allerdings aufgrund der niedrigen Positioniergenauigkeit auf einen ausreichend hohen Abstand der Kontaktflächen geachtet werden, wodurch der Platzbedarf zur Kontaktierung ansteigt. Bei Verwendung anisotroper Leitklebstoffe entfällt die Notwendigkeit der separaten Benetzung der einzelnen Kontaktflächen, da wie in Kapitel 4.2.2 beschrieben der laterale Widerstand durch die geringe Dichte an Füllstoffpartikeln nicht herabgesetzt wird. Vorteil der Klebeverbindung sind die niedrige Prozessdauer sowie im Fall flexibler Sensorstrukturen die vergleichsweise geringen Kräfte, die für die Anbindung der Fügepartner benötigt werden. Als Nachteil ist die fehlende automatische Beseitigung von Oberflächenverunreinigungen während des Bondprozesses zu nennen, wodurch hohe Kontaktwiderstände auftreten können.





Im Folgenden werden zwei katheterbasierte Systeme vorgestellt, die einen mikromechanischen Drucksensor beinhalten. Anhand dieser Systeme werden Aufbau und Verwendung eines kathetergebundenen intelligenten Implantats sowie verschiedene Prozesse der Aufbau- und Verbindungstechnik im Hinblick auf miniaturisierte Systeme dargestellt. Kapitel 5.1 beschreibt ein Monitoringsystem für Hypertonie-Patienten, das im Rahmen des HyperIMS-Projektes mit Partnern aus Wissenschaft und Industrie entwickelt wurde. Die Forschungsarbeiten am Institut für Werkstoffe der Elektrotechnik 1 (IWE1) wurden vor Beginn dieser Arbeit durchgeführt und bereits in [33, 23] veröffentlicht. Eine umfangreichere Darstellung ist in Vorbereitung [34]. Das Aufbaukonzept der Sensorkapsel des in Kapitel 5.2 vorgestellten LaDs-Systems zur Langzeitüberwachung von Herzinsuffizienzpatienten wurde durch die Autorin entwickelt und in [68, 69] vorgestellt. Im weiteren Verlauf der Arbeit werden einzelne Aspekte der beiden Systeme zur Verdeutlichung herangezogen. Insbesondere wird die Notwendigkeit einer Miniaturisierung sowie eines spannungsfreien Aufbaus deutlich.



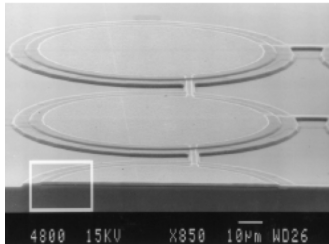
## 5.1 SYSTEM ZUR ÜBERWACHUNG VON HYPERTONIKERN

### 5.1.1 Komponenten

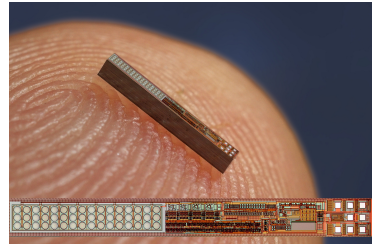
Das drahtlose Sensorsystem (Abbildung 5.1) zur Überwachung von Hypertonie-Patienten wurde für eine minimalinvasive Implantation in die Femoralarterie entwickelt. Um das Thromboserisiko zu minimieren, besteht das Implantat aus zwei Funktionseinheiten: Der Sensorspitze - dem Drucksensorchip in einer Metallkapsel - und der Telemetrieinheit, die mit der externen Lesestation kommuniziert. Für das System wurde ein Zwei-Chip-System mit integrierten ASIC entwickelt. Beide Einheiten sind durch ein Datenkabel verbunden. Die Gesamtlänge des Sensorsystems beträgt ungefähr 22 cm, wobei Datenkabel und Sensorspitze, beide mit einem Durchmesser von 3 Fr ( $1 \text{ Fr} \cong 0,33 \text{ mm}$ ), davon 20 cm einnehmen. Eine anti-thrombogene Beschichtung bedeckt das Kabel, um Anlagerungen vorzubeugen. Die Telemetrieinheit, die an das andere Ende des Kabels angeschlossen ist, hat einen Durchmesser von ungefähr 2 cm und ist etwa 4 mm dick. Drei Ösen sind zur subkutanen Befestigung angebracht. Das System misst mit einer Frequenz von 30 Hz Temperatur in einem Bereich von 15 bis 45 °C und intra-arteriellen

Abbildung 5.1: Hyper-IMS-System mit (a) Drucksensor, (b) Telemetrieinheit und (c) Lesegerät

Blutdruck von 30 bis 300 mmHg (900 bis 1400 mbar). Es erreicht dabei eine Genauigkeit von  $\pm 1,0$  mmHg ( $\pm 1,33$  mbar) und hat eine Leistungsaufnahme von bis zu  $300 \mu\text{W}$ . Die Lesestation, die bei einer Übertragungsfrequenz von 133 kHz für die drahtlose Energieversorgung und die Datenübertragung zuständig ist, kann am Gürtel des Patienten befestigt werden. Die vom Sensorsystem übermittelten Daten können in regelmäßigen Abständen durch den behandelnden Arzt analysiert werden und unterstützen Behandlungsmethode und Anpassung der Medikamentendosis des Hypertoniepatienten. Der kleinste Teil des Implantats ist die Drucksensortippen, die in die Femoralarterie eingesetzt ist. Die Druckmessung geschieht mit Hilfe eines monolithisch integrierten kapazitiven Drucksensors. Der Sensor enthält 48 Membranen; ein Querschnitt durch eine davon ist in Abbildung 5.2a dargestellt [30]. Die Hälfte der Membranen ist drucksensitiv, die andere Hälfte dienen als Referenzelemente für die Kompensation von Temperatureinflüssen. Der gesamte Sensorchip (zu sehen in Abbildung 5.2b) ist  $350 \mu\text{m}$  dick und  $5,6 \text{ mm} \times 0,7 \text{ mm}$  groß.



(a) REM-Querschnitt durch einzelne Druckdose



(b) Größenvergleich mit Zeigefinger

Abbildung 5.2: Hyper-IMS Drucksensor (mit Genehmigung des Fraunhofer IMS Duisburg)

Wie im Blockschaltbild in Abbildung 5.3a dargestellt, besteht der Drucksensorchip aus einem Sensorteil und einem Zustandsautomaten zur Ablaufsteuerung. Im Sensorteil sind sowohl der Temperatursensor als auch der mikromechanische kapazitive Drucksensor enthalten, deren Werte mit Hilfe eines Kapazitäts-/Spannungswandlers in ein differentielles Ausgangssignal gewandelt werden, das in Offset und Verstärkung (Gain) veränderlich ist. Der Temperatursensor wird durch einen parasitären Bipolartransistor an einer Referenzstromquelle realisiert. Die analogen Ausgangssignale des Druck- und Temperatursensors sowie Offset und Verstärkung werden über eine Multiplexeinheit an die Datenleitungen (SD<sub>0</sub>, SD<sub>1</sub>) weitergegeben. Die Prozessabläufe auf dem Drucksensor-ASIC - Initialisierung, Messphase, Einstellung von Offset und Verstärkung, Bereitstellung der Arbeitsfrequenz und Sleep-/Rest-Modus - werden über den Zustandsautomaten kontrolliert.

Der Telemetrie-ASIC, der in die subkutan außerhalb der Femoralarterie implantierte Telemetrieinheit eingebaut ist, ist sowohl mit dem Drucksensor-ASIC als auch mit einer externen Beschaltung verbunden. Das Blockschaltbild ist inklusive der für den telemetrischen Modus notwendigen externen Komponenten in Abbildung 5.3b dargestellt. Der Ausleseblock des Sensors digitalisiert die analogen

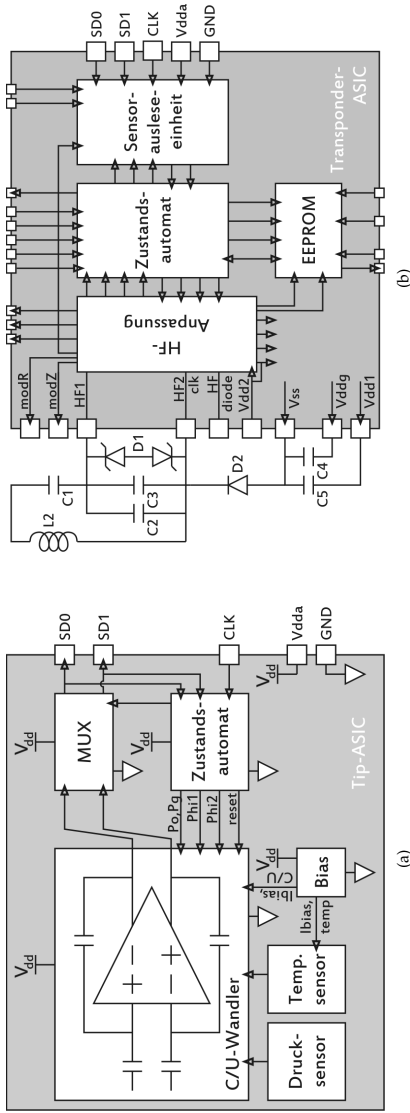


Abbildung 5.3: Schaltbilder des HyperIMS-Chipsets: (a) Drucksensor- und (b) Telemetrie-ASIC (nach Angaben des Fraunhofer IMS Duisburg)

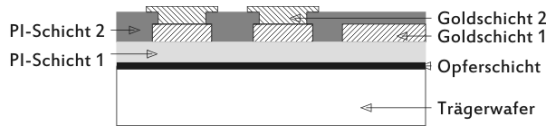


Abbildung 5.4: Herstellungsprozess der flexiblen Trägerfolie

Ausgangssignale des Drucksensor-ASICs. Offset- und Verstärkungseinstellungen werden zeitgleich über die bidirektionalen Datenanschlüsse bereitgestellt. Ein Zustandsautomat, der den Digitalteil des Chips darstellt, überwacht das Datenprotokoll während der Übertragung der gemessenen Werte. Die Hochfrequenzeinheit kontrolliert die Komponenten der Telemetrie und stellt gleichzeitig eine stabilisierte Versorgungsspannung für das Auslesen des Sensors zur Verfügung. Die digitalisierte Information wird mittels Telemetrie zur Empfangsspule der externen Ausleseelektronik gesendet. Zur Nachverfolgung des Implantats und zur Bereitstellung notwendiger Betriebsinformationen speichert das interne EEPROM die Identifikationsnummer und ausgewählte Kalibrationsinformationen.

### 5.1.2 Aufbau des Implantats

Wie bereits erwähnt, ist das Implantat in eine Telemetrieinheit und eine separate Druckmesseinheit aufgeteilt. Jeder der Chips wird in einem eigenen Aufbauprozess an die beiden Enden eines fünfadrigen Mikrokabels mit 18 cm Länge angeschlossen. Nach Zusammenbau der Drucksensorspitze wird ein Funktionstest durchgeführt, bevor sie mit dem Telemetrieteil verbunden wird. Um den Drucksensor elektrisch zu kontaktieren und um einen SMD-Kondensator für die Aufrechterhaltung der Kommunikation in der Nähe des Sensors unterzubringen, wird eine flexible Mehrlagenfolie entwickelt. Sie besteht aus zwei Schichten Polyimid (PI) und zwei galvanisch aufgebrachtten Goldschichten, wie in der Querschnittszeichnung in Abbildung 5.4 zu sehen ist. Die Folie wird auf einem Trägerwafer mit aufgebrachtter Aluminiumopferschicht hergestellt, um eine reibungslose Prozessierung während der Abscheidung des Goldes, dem Aufschleudern des Polyimids und den notwendigen Lithographieschritten zu gewährleisten. Nach Abwicklung aller Herstellungsprozesse wird die Folie in einem nasschemischen Prozess vom Trägerwafer gelöst. Der Aufbauprozess der Drucksensorspitze (s. Abbildung 5.5) beinhaltet das Auflöten des Kondensators auf die Folie, das Anbringen des Kabels an die Kontaktpads in einem Mikroschweißprozess (a) und das Flip-Chip-Bonden des Drucksensors auf die flexible Verbindungsfolie (b). In jedem Prozessschritt wird die Verbindung durch einen Tropfen schnell härtenden UV-Klebstoff gesichert.

Die Telemetrieinheit wird separat hergestellt (Abbildung 5.6): Eine FR4-Platine wird mit dem Telemetriechip und zusätzlichen SMD-Bauteilen bestückt (a). Mit dünnen Drahtverbindungen wird der Chip mit den Leiterbahnen verbunden (b). Die Transponderspule, die für die induktive Kopplung mit der externen Lesestation benötigt wird, wird auf der Rückseite angebracht und mit der Vorderseite verbunden (c). Das Mikrokabel, an das bereits der Drucksensorchip angeschlossen ist, wird an kleine Kontaktflächen auf der Platine gelötet. Im Anschluss wird

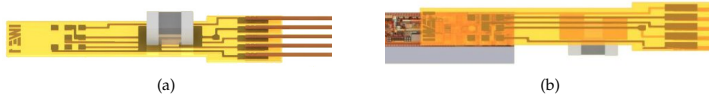


Abbildung 5.5: Aufbau- und Verbindungstechnik der Drucksensortippspitze: Anbringen von (a) SMD-Kondensator und Mikrokabel sowie (b) Drucksensorchip

die Telemetrieinheit mit Epoxidklebstoff bedeckt, um Lichteinfall und mechanische Schäden auszuschließen (d).

Nach Herstellung der beiden Komponenten wird das Implantat verkapselt. Der Drucksensorchip wird in eine Edelstahlhülse mit einem Außendurchmesser von einem Millimeter eingebracht. Bevor ein dünnes Polyurethanröhrchen an die Verkapselung angebracht wird, muss eine ideale Druckübertragung innerhalb der Kapsel gewährleistet werden, indem der drucksensitive Bereich des Sensorchips direkt unterhalb der lasergeschnittenen Öffnungen platziert wird. Die CAD-Darstellung in Abbildung 5.7a zeigt exemplarisch den Drucksensoraufbau auf der Polyimidfolie, dessen sensitiver Bereich sich innerhalb des Metallröhrchens unter drei kreisförmigen Öffnungen befindet. Eine Dämpfung des Signals zwischen Drucköffnung und Messbereich ist aufgrund der nur dünnen Silikonschicht in diesem Bereich minimiert. Anschließend wird der Polyurethanschlauch um das Mikrokabel sowie die Edelstahlhülse von proximal nach distal mit Silikon gefüllt. Eine blasenfreie Befüllung des Implantats ist von hoher Wichtigkeit, da nur so hoch dynamische Messungen ermöglicht werden. Außerdem sind die Leiterbahnen auf dem Implantat vor elektrochemischen Prozessen in feuchter Umgebung geschützt, was sich positiv auf die Lebensdauer auswirkt. Der in der Ader befindliche Teil des Implantats wird nach der Silikonbefüllung an den Telemetrieteil angeschlossen. Dieser wird zum Abschluss in Epoxid vergossen, siehe Abbildung 5.7c.

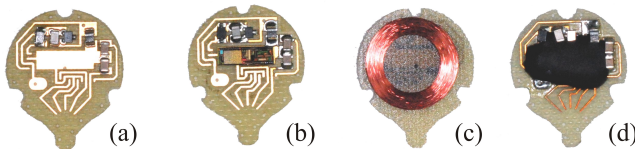


Abbildung 5.6: Aufbau- und Verbindungstechnik der Telemetrieplatine

Das Material wird dunkel eingefärbt, um Lichteinfall auf den Telemetriechip zu verhindern, da dies die Kommunikation und die Signalverarbeitung auf dem Chip stören würde. Drei runde Ösen sind an die Telemetrie angebracht, um ein Festnähen innerhalb der Implantationsöffnung zu ermöglichen und so eine stabile Position innerhalb des Körpers zu gewährleisten. Das Implantat ist drahtlos mit einer externen Lesestation verbunden. Diese enthält eine Antenne für die induktive Kopplung zum Telemetriechip und eine Mikrocontrollereinheit für die Etablierung einer stabilen Kommunikation. Zusätzlich kann das Lesegerät via

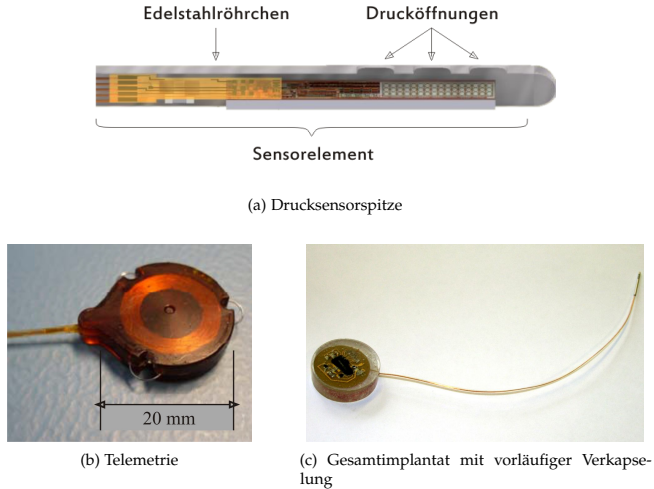
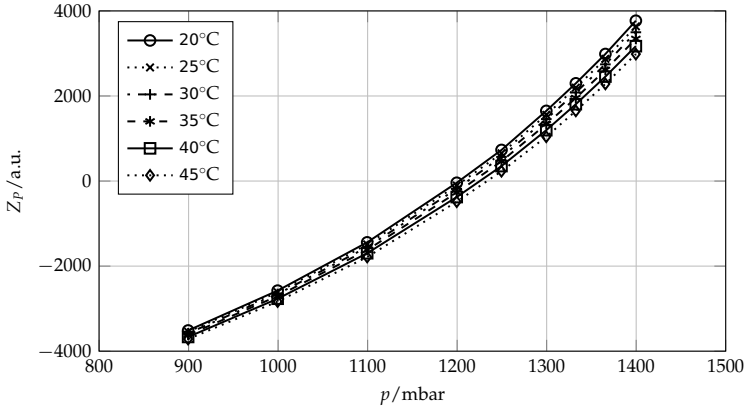


Abbildung 5.7: Verkapselte Teile des Hyper-IMS-Implantats [33, 23]

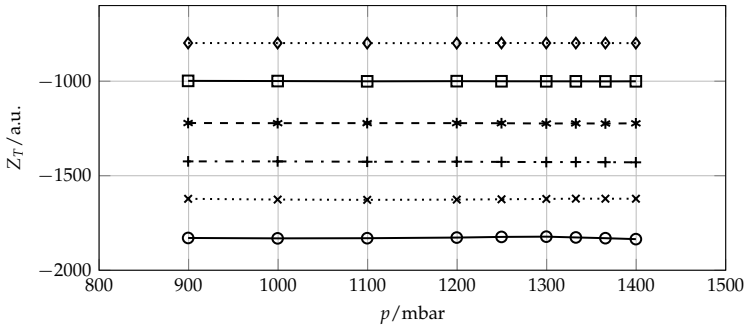
USB an einen Computer angeschlossen werden und über Software kontrolliert und ausgelesen werden. Das vom Implantat gesendete Datenpaket enthält die im EEPROM des Telemetriechips gespeicherte Implantatsnummer, Datum und Zeit der Messung sowie die vom Sensorchip bereitgestellten Druck-, Temperatur- und Spannungswerte. Die Lesestation fügt Umgebungsdruck und -temperatur zu dieser Information hinzu und speichert die Messdaten für eine weitere Auswertung durch medizinisches Personal.

### 5.1.3 Kalibration

Die Messwerte des Sensors werden zunächst in einheitenlosen Druck- und Temperaturzählwerten  $Z_p$  und  $Z_T$  übermittelt. Da das Signal des Drucksensors in jedem Verkapselungs- und Sterilisationsschritt eine mögliche Änderung erfährt, muss das vollständig verkapselte Implantat nach Abschluss aller notwendigen Prozesse kalibriert werden. So können die Zählwerte realen Druck- und Temperaturwerten zugeordnet werden. Dafür erfolgt eine Aufnahme des Drucksensortwertes in Abhängigkeit des Umgebungsdrucks, wobei die Temperatur nach jeder Druckrampe um  $3^\circ\text{C}$  erhöht wird. Der Messaufbau besteht aus einer Druckkammer mit einem Referenzdrucksensor, einer Temperaturkammer mit einem Referenztemperatursensor und einer Druckkontrolleinheit. Während der Messzyklen werden die Signale drahtlos über ein Antennensystem ausgelesen, das an die computergesteuerte externe Lesestation angeschlossen ist. Die Ergebnisse einer exemplarischen Kalibrationsmessung eines vollständig aufgebauten HyperIMS-Implantats sind in Abbildung 5.8 dargestellt, wobei deutlich wird, dass der Einfluss des Druckzählwerts auf das Sensorsignal wesentlich höher ist als der des Temperaturzählwerts. Die Messung ermöglicht die Ermittlung des Umgebungs-

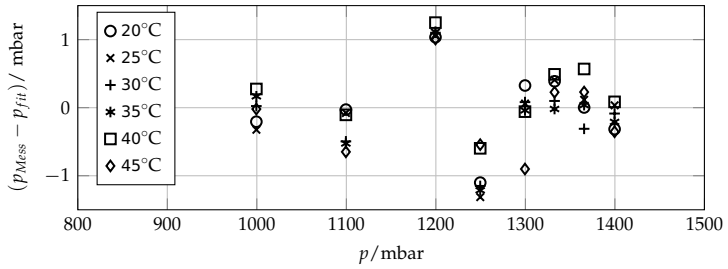


(a) Druckzählwert

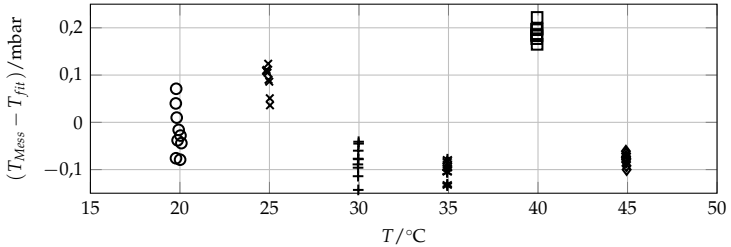


(b) Temperaturzählwert (Legende s. Abbildung 5.8 (a))

Abbildung 5.8: Kalibrationsmessungen am HyperIMS-System bei unterschiedlichen Temperaturen in Abhängigkeit des Umgebungsdrucks (nach Messungen des Fraunhofer IMS Duisburg)



(a) Kalibrationsfehler Druck



(b) Kalibrationsfehler Temperatur

Abbildung 5.9: Druck- und temperaturabhängige Kalibrationsgenauigkeit des HyperIMS-Systems (nach Messungen des Fraunhofer IMS Duisburg)

drucks aus den vom Sensor gelieferten Druck- und Temperaturzählwerten sowie die Auswertung des dominierenden Temperaturkoeffizienten, der nach einer Kalibration des Implantats in einem gewissen Rahmen mit Hilfe des Temperatursensorwerts kompensiert werden kann. Die Umrechnung des Druckzählwerts des Sensors in den zu messenden Druck erfolgt über das Polynom

$$p_{fit} = f(Z_p, Z_T) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^2 k_{ij} Z_p^i Z_T^j \tag{5.1}$$

mit  $Z_p$  und  $Z_T$  den Druck- und Temperaturzählwerten des Sensors, wobei die Druck- und Temperaturkoeffizienten  $k_{ij}$  für jedes Sensorelement separat gespeichert werden. Somit ist die Interpretation des Ausgangswerts in Abhängigkeit von Druck und Temperatur nach der Kalibration jederzeit möglich. Die Anpassung der Messwerte an die Funktion aus Gleichung 5.1 wird über Minimierung der Funktion

$$SSE = \Sigma(p_{Mess} - f(Z_p, Z_T))^2 \tag{5.2}$$

mit dem während der Kalibration aufgenommenen Umgebungsdruck  $p_{mess}$  erreicht, um die geringste Summe der quadratischen Abweichung zu ermitteln.

Abbildung 5.9 stellt die Abweichung des berechneten zum gemessenen Druckwert  $\Delta p = p_{Mess} - p_{fit}(Z_p, Z_T)$  für die in der vorigen Kalibration ermittelten Koeffizienten dar. Dieser Fehler sollte, unabhängig von Einflüssen auf den Sensor wie



Sterilisation, Temperaturschwankungen oder Dauerbetrieb, möglichst konstant bleiben. Die Kalibration des Implantats zeigt einen niedrigen Temperaturkoeffizient des Ausgangssignals, exzellente Kommunikationseigenschaften und eine hohe Druck- und Temperaturgenauigkeit von besser als  $\pm 1,33$  mbar (1,0 mmHg) und  $\pm 0,25$  °C (siehe Abbildung 5.9).

#### 5.1.4 *In-Vivo-Untersuchungen*

Abbildung 5.10 zeigt die Positionierung des implantierten Sensorsystems im Patienten: Die Sensorspitze wird in der Arteria Femoralis untergebracht, die Telemetrieinheit in einer subkutanen Tasche außerhalb der Ader (nicht im Bild). Eine

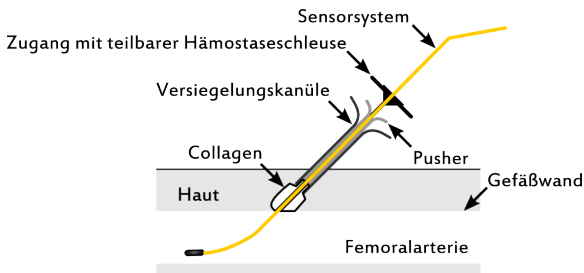


Abbildung 5.10: Positionierung des HyperIMS-Sensors in der Femoralarterie über das PASIS-System, nach [107]

spezielle abschälbare Ummantelung (PASIS: Peel-Away Sheath Introducer Set), entwickelt und patentiert am Helmholtz Institut für Angewandte Medizintechnik (AME) der RWTH Aachen [107], unterstützt die Implantation des Sensorsystems; durch eine teilbare Hämostaseschleuse wird außerdem das Austreten von Blut während der Anwendung verhindert. Zusätzlich ist ein Kollagenelement an der Spitze der Kanüle angebracht. Es kann nach der Einführung des Sensorsystems in die Ader nach vorne zur Einstichstelle geschoben werden, um diese sicher abzuschließen, bevor die Schleuse entfernt wird. Das Seldinger-Verfahren wird für die Implantation des Sensorsystems in die Arteria Femoralis angewandt, da es einen sicheren Zugang zum Gefäß garantiert. In diesem Verfahren wird die Ader mit einer Punktionsnadel unter Ultraschallführung angestochen. Ein abgerundeter Führungsdraht wird durch das Lumen der Punktionsnadel vorgeschoben, welche im Anschluss entfernt wird. Die Ummantelung (PASIS) kann dann über den Führungsdraht in die Arterie vorgeschoben werden. Nach Entfernung dieses Drahtes wird das Sensorsystem in die Arteria Femoralis vorgeschoben. Die Telemetrieinheit wird in einer kleinen subkutanen Tasche, die zum Ende geschlossen wird, fixiert. Keine transdermale Durchführung eines Kabels existiert nach der Implantation, die durch eine CT-Angiographie unterstützt wird.

Erste In-Vivo-Untersuchungen, in denen das batterie- und drahtlose Sensorsystem minimalinvasiv in die Arterie von Schafen implantiert wurde, wurden bereits durchgeführt. Während der Tierversuche wurden die implantierten Drucksensoren über eine drahtlose induktive Kopplung mit Energie versorgt sowie über

die externe Lesestation ausgelesen. Die Kommunikationsdistanz war auf 10 cm begrenzt, was aber eine komfortable Entfernung über der Implantationsstelle darstellt. Um die Glaubwürdigkeit der aufgenommenen Kurven zu überprüfen, wurden sie mit Aufnahmen kommerziell erhältlicher Drucksensorkatheter (MIPM GmbH und Millar, Inc.) verglichen. Die Referenzsonden wurden in der gegenüberliegenden Femoralarterie in der gleichen Position wie das HyperIMS-System positioniert. Abbildung 5.11 zeigt die gut übereinstimmenden Blutdruckkurven des HyperIMS- und des Referenzsystems, die während eines Tierversuchs aufgenommen wurden. Die unterliegenden Schwankungen in der Kurve werden durch die künstliche Beatmung des Schafs während der Prozedur hervorgerufen.

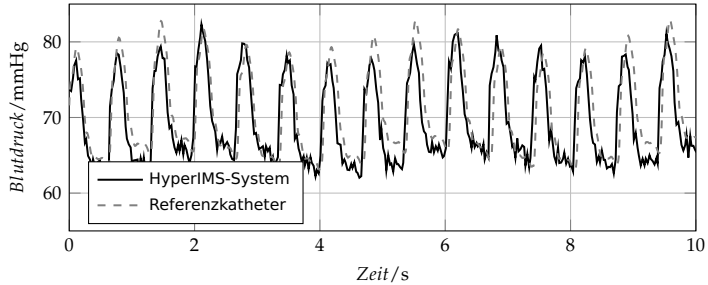


Abbildung 5.11: Messung des HyperIMS- und eines Referenzsystems während der in vivo-Versuche

## 5.2 SYSTEM ZUR ÜBERWACHUNG DES LUNGENARTERIELLEN DRUCKS

Wie bereits in Kapitel 2.2 beschrieben, will das in Abbildung 5.12 dargestellte LaDs-System durch die kontinuierliche Überwachung des Drucks in der Lungenarterie und damit des Herzzeitvolumens mit Hilfe eines Drucksensorkatheters gezielte Beobachtung der relevanten Parameter bei Herzinsuffizienzpatienten ermöglichen. Besonderes Augenmerk liegt im Fall eines kabelgebundenen Systems auf der Miniaturisierung des Aufbaus: Da der Durchmesser der Lungenarterie 25 bis 35 mm beträgt [84] und eine Blockade der Blutbahn zu Verfälschung der Messergebnisse [66] und erhöhter Thrombosegefahr führen kann, wird eine Reduzierung des Sensorelementdurchmessers angestrebt. Verschiedene Systeme unterschiedlicher Hersteller wurden in der Vergangenheit bereits mit unterschiedlichen Ansätzen entworfen, siehe Tabelle 2.2. Hier soll auf einige wesentliche Punkte im Vergleich zum vorgestellten LaDs-System eingegangen werden, die vor allem für die in dieser Arbeit genauer dargestellten Aufbau- und Verbindungstechnik Relevanz besitzen. In die Messkapsel integrierte piezoresistive [44, 59] oder kapazitive (LaDs) Drucksensoren sind für die Druckerfassung zuständig. Autarke Systeme [44, 110] verfügen über einen Fixierungsmechanismus z.B. aus Formgedächtnislegierung, mit dem sie direkt in der Pulmonalarterie verankert werden, andere [59], so auch das LaDs-System, sind über einen Katheter an ein Implantat angeschlossen. Dieses ist ebenso für Datenübertragung und Energieversorgung zuständig, wogegen Systeme ohne Katheter entweder eine zusätzliche Batterie in der Messkapsel benötigen oder über einen passiven Mechanismus von einem externen Gerät ausgelesen werden: Die Änderung der Resonanzfrequenz eines Schwingkreises über eine drucksensitive Kapazität wird über eine induktive Kopplung detektiert [110]. Die erwähnten Systeme werden in der Größenordnung von  $3\text{ mm} \times 2,4\text{ mm}$  [44] bzw. 3 mm Durchmesser [110] hergestellt. Im Vergleich mit diesen bereits in Humanversuchen getesteten Systemen zeichnet sich LaDs durch einen sehr geringen Durchmesser von 7 Fr (1 Fr  $\cong 0,33\text{ mm}$ ) aus.

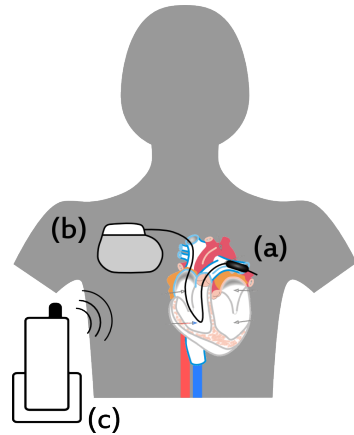


Abbildung 5.12: LaDs-System mit (a) Druckmesskapsel, (b) Implantat und (c) Überwachungsstation

## 5.2.1 Komponenten

Das LaDs-System besteht aus drei wesentlichen Teilen, zu sehen in Abbildung 5.12: Einem Katheter, in den die Sensorkapsel (a) zur Druck- und Temperaturmessung in der Lungenarterie integriert ist, einem daran angeschlossenen subkutan platzierten drahtlosen Implantat (b) sowie einer als Lesegerät fungierenden Überwachungsstation (c), die durch eine Mobilfunkverbindung in der Lage ist, Daten an den behandelnden Arzt weiter zu leiten. Die implantierbaren Teile des Gesamtsystems übernehmen unterschiedliche Aufgaben: Das in seiner Form einem

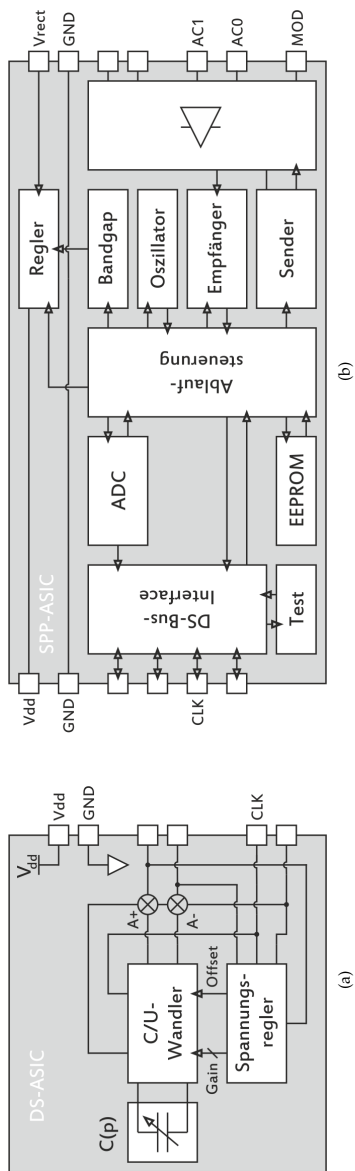


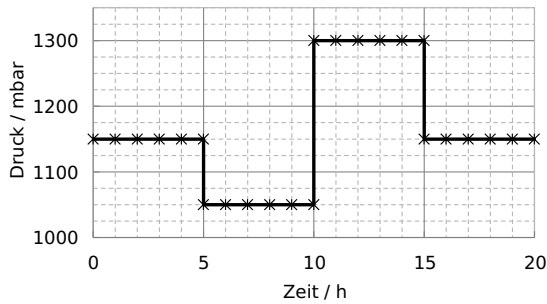
Abbildung 5.13: Schaltbilder des LaDs-Chipsets: (a) Drucksensor- und (b) Telemetrie-ASIC

Herzschrittmacher ähnelnde Implantat enthält als wesentliche Komponenten eine Telemetrieinheit, die über Funk in regelmäßigen Abständen eine Kommunikationsverbindung zu einer externen Lesestation etabliert, die Energieversorgung in Form einer Batterie, einen internen Speicher für die Seriennummer des Implantats und sensorspezifische Informationen sowie einen integrierten Chip, der über eine Schnittstelle mit dem Signalverarbeitungschip (signal post processor, SPP) in der Drucksensorkapsel kommuniziert. Die in der Lungenarterie befindliche Messeinheit ist 22 mm lang und hat einen Durchmesser von 7 Fr. Sie ist in das proximale Ende des an das Implantat angeschlossenen 80 cm langen Katheters integriert und enthält einen mikromechanischen, kapazitiven Drucksensor sowie einen Signalverarbeitungschip als ASIC-Chipset. Auf dem  $1,8\text{ mm} \times 1,8\text{ mm}$  großen Drucksensorchip (Blockschaltbild in Abbildung 5.13a) befinden sich 20 parallel geschaltete mikromechanische drucksensitive Membranen und die gleiche Anzahl unbeweglicher Strukturen zur Temperaturkompensation. Die gemessenen Druckwerte werden über einen Kapazitäts-/Spannungswandler mit einstellbarer Verstärkung (Gain) und Offset in vorverstärkte Signale umgesetzt und über eine gemischte analog/digitale Schnittstelle an den  $5,6\text{ mm} \times 1,8\text{ mm}$  großen Signalverarbeitungschip (Blockschaltbild in Abbildung 5.13b) weitergeleitet. Dieser stellt Versorgungsspannung und Takt für den Drucksensor bereit, steuert den Ablauf der Messungen und beinhaltet zusätzlich einen Temperatursensor. Weitere Komponenten sind ein interner Speicher (EEPROM) zur Speicherung von Informationen zum Sensorelement, ein Analog-/Digitalwandler, eine Zustandsmaschine zur Steuerung des Wandlers, eine Energieversorgung und eine bidirektionale serielle Schnittstelle zur Kommunikation mit dem Implantat. Zusätzlich werden einige externe Bauelemente zur Unterstützung der Kommunikation benötigt, die auf einem gemeinsamen Träger mit dem Chipset untergebracht sind.

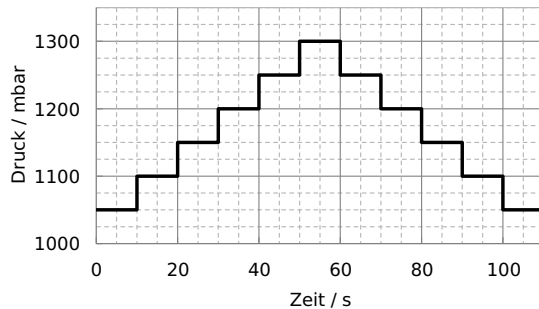
### 5.2.2 *Materialuntersuchungen*

Der kapazitive Drucksensor kann durch die Materialien und die im Aufbauprozess auftretenden Temperaturen und dadurch verursachte thermische und mechanische Spannungen stark beeinflusst werden, weshalb vor Festlegung des Prozessablaufs eine Optimierung der Materialkombination notwendig ist. Zunächst werden Temperaturkoeffizienten unterschiedlicher Sensorelementvarianten miteinander verglichen, die über das in Kapitel 5.1.3 beschriebene Kalibrationsverfahren ermittelt werden. Zur genaueren Untersuchung werden anschließend die einzelnen Aufbauvarianten körperspezifischen Drücken und den im Gesamtprozess auftretenden Temperaturen unterworfen, während die Drucksignale des Sensorelements aufgenommen und auf Signalverschiebungen hin untersucht werden. Die mit Hilfe der im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelten LabView-Anwendung zu steuernde Messung erfolgt in einer hermetisch abgedichteten Druckkammer, die an einen Druckregler angeschlossen und in einem Temperaturschrank untergebracht werden kann.

Hier werden die Einflüsse von Druck- und Temperaturwechselbelastungen auf das Sensorelement untersucht, deren Profile in Abbildungen 5.14 und 5.15 dargestellt sind. Dadurch sollen eventuelle Signalverschiebungen, die bei bestimmten Materialkombinationen während der Sterilisation oder im Betrieb auftreten könnten, identifiziert werden. Die Druckbelastungen umfassen Drucksprünge im



(a)



(b)

Abbildung 5.14: Belastungsprofil für (a) Drucksprung- und (b) Druckhysterese-messung (Einzelzyklus)

hämodynamischen Bereich (Abbildung 5.14a), um Aussagen über die Reproduzierbarkeit der Messungen treffen zu können, sowie zyklisch ansteigende und abfallende Druckrampen (einzelner Zyklus siehe Abbildung 5.14b) zum Auffinden von Hystereseeffekten. Eine weitere Messung erfolgt über einen Zeitraum von 6 h bei einer Temperatur von 60 °C (Abbildung 5.15), um Veränderungen im Sensorverhalten bei erhöhten Temperaturen erfassen und eventuelle Temperaturhystereseffekte erkennen zu können. Durch das verwendete Profil wird die Temperaturbelastung während einer Ethylenoxid-Sterilisation nachgebildet, die beispielsweise für gegenüber hohen Temperaturen anfällige Implantate eingesetzt wird [53]. Zur Optimierung des Herstellungsprozesses werden unterschiedliche Aufbauansätze miteinander verglichen. Das als Ausgangspunkt herangezogene Sensorelement (Aufbau 1, Abbildung 5.16a) besteht aus einem Chipträger, auf den Drucksensor und Signalverarbeitungschip mit einem zweikomponentigen Epoxidklebstoff aufgeklebt sind. Die elektrische Verbindung wird mittels Ball-Wedge-Drahtbondverfahren hergestellt. Im Vergleich dazu wird ein baugleiches Element mit Silikonklebstoff realisiert (Aufbau 2, ebenfalls Abbildung 5.16a). Hierbei wird eine geringere Übertragung von thermischen und mechanischen Spannungen auf den Drucksensor erwartet. Um die Aufbauhöhe zu minimieren, werden in einer weiteren Version die Drahtbondverbindungen durch eine Poly-

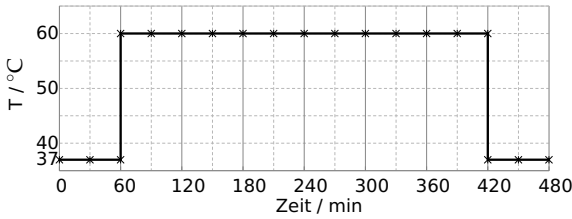


Abbildung 5.15: Belastungsprofil Temperaturbelastungsmessung

imidfolie ersetzt, auf die Drucksensor und Signalverarbeitungschip im Flip-Chip-Verfahren mit Hilfe von anisotropem Leitklebstoff aufgebracht werden (Aufbau 3, Abbildung 5.16b). Eine weitere Reduzierung der Aufbauhöhe wird erreicht, indem der Chipträger gekürzt und unter Drucksensor und Signalverarbeitungschip durch eine flexible nichtleitende Polyimidfolie ersetzt wird. Im Anschluss werden die drei Elemente mit Bonddrähten verbunden (Aufbau 4, Abbildung 5.16c). Ein Vergleich der Sensorelemente liefert die in Tabelle 5.1 aufgeführten

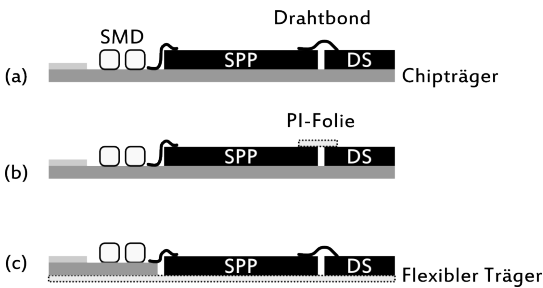


Abbildung 5.16: Verschiedene Aufbauvarianten des LaDs-Sensorelements: (a) Aufbauart 1 und 2, (b) Aufbauart 3 und (c) Aufbauart 4

Ergebnisse. Die durch die Kalibration ermittelten Temperaturkoeffizienten lassen zunächst keine Rückschlüsse auf eine bevorzugte Aufbauart zu. Sämtliche Sensorelemente lassen sich ohne wesentliche Fehler mit einer maximalen mittleren quadratischen Abweichung von 0,46 mbar kalibrieren. Tabelle 5.1 listet in der jeweils oberen Zeile (vorher) die mittlere quadratische Abweichung der Kalibration für jedes kalibrierte Element auf. Auch bewegen sich die Schwankungen des Sensorsignals in Abhängigkeit von der Temperatur in einem niedrigen Bereich. Dies zeigt, dass unabhängig von der Art des Aufbaus keine aus der Herstellung entstandenen wesentlichen mechanischen oder thermischen Spannungen das Drucksensorsignal beeinflussen. Periodische Druckbelastungen (Einzelzyklus siehe Abbildung 5.14b) verursachen allerdings erkennbare Unterschiede zwischen den Aufbauarten. Abbildung 5.17 zeigt die Schwankungen im Zählwertverlauf über die Anzahl der Wiederholungen bei Maximaldruck für alle Aufbauarten. Bis auf Aufbauart 2 (Abbildung 5.16 a) weichen die Mittelwerte sämtlicher Messkurven deutlich von  $\Delta Z_p = 0$  ab. Als Ursache ist hierbei ein Kriechverhalten der Kleb-

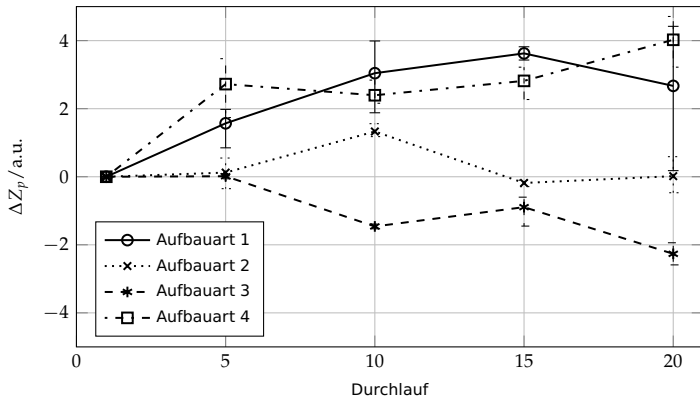


Abbildung 5.17: Vergleich der Aufbauarten während der Druckhysteresemessung (zyklische Belastung zwischen 1000 und 1300 mbar): Abweichung vom Startwert

stoffverbindung zwischen Drucksensor und Chipträger anzunehmen, das durch eine zusätzliche irreversible Scherdehnung des Materials im Zuge der Druckbelastung hervorgerufen wird [116]. Dadurch ist ein spannungsfreier Aufbau des Sensors nicht mehr gewährleistet. Anhand der fast unbeeinflussten Messkurven der Aufbauart 2 wird deutlich, dass durch eine weiche Verklebung die Übertragung von mechanischen Spannungen zwischen den Komponenten reduziert und der Drucksensorchip vom Gesamtaufbau entkoppelt würde.

Noch deutlicher zeigt sich der Einfluss der Verklebung bei Durchführung der Drucksprungmessungen (Abbildung 5.14a). 25% der Sensoraufbauten mit Epoxidverklebung (Aufbauart 1 und 3) zeigen eine starke Drift im Druckwert bei Messungen über einen langen Zeitraum. Abbildung 5.18 zeigt die sehr deutlichen Abweichungen vom jeweiligen Mittelwert der Druckstufe über der Belastungsdauer, wobei eine Druckänderung jeweils bei 5, 10 und 15 h eintritt. Bei weiteren 50% der hart verklebten Sensorelemente tritt eine Verschiebung des Druckwerts um mehr als 5 Zählwerte bei gleichem Anfangs- und Enddruck nach Durchfahren der Drucksprungkurve auf (Abbildung 5.20). Aufbauart 2 zeigt am wenigsten Beeinflussung. Bei Aufbauart 4 lässt sich zwar eine relativ geringe Änderung im Ausgangssignal in Abhängigkeit der Belastungsdauer feststellen; eine weitere Betrachtung entfällt jedoch aus Gründen der mangelnden Stabilität bei mechanischer Beanspruchung. Die stärkste Abhängigkeit des Sensorsignals von der Verklebung tritt bei einer Dauertemperaturbelastung der Elemente auf (Abbildung 5.15). Auftretende Fehler sind unter anderem eine starke Drift des Sensorsignals über einen langen Zeitraum (vergleichbar mit den Ergebnissen der Drucksprungmessungen) und Signalverschiebungen nach Rückkehr auf die Ausgangstemperatur, dargestellt in Abbildung 5.19. Eine Quantifizierung der Signalverschiebung wird mit Hilfe einer erneuten Kalibration durchgeführt. Die mittlere quadratische Abweichung der Druck-/Zählwertkurve der zweiten Messung im Vergleich zur ersten ist für alle Aufbauversionen in Abbildung 5.19 aufgeführt. Die starke Beeinflussung des Sensorsignals durch Erhöhung der Temperatur ist auch auf die



Tabelle 5.1: Mittlere quadratische Abweichung in mbar vor und nach Dauer-temperaturbelastung in Abhängigkeit der LaDs-Aufbauart

		Sensorelement			
Aufbauart		K <sub>1</sub>	K <sub>2</sub>	K <sub>4</sub>	K <sub>5</sub>
1	vorher	0,11	0,22	0,22	
	nachher	16,8	1,57	7,8	
2	vorher	0,46	0,24	0,27	0,13
	nachher	1,26	0,56	0,61	0,23
3	vorher	0,21	0,14		
	nachher	2,12	4,86		

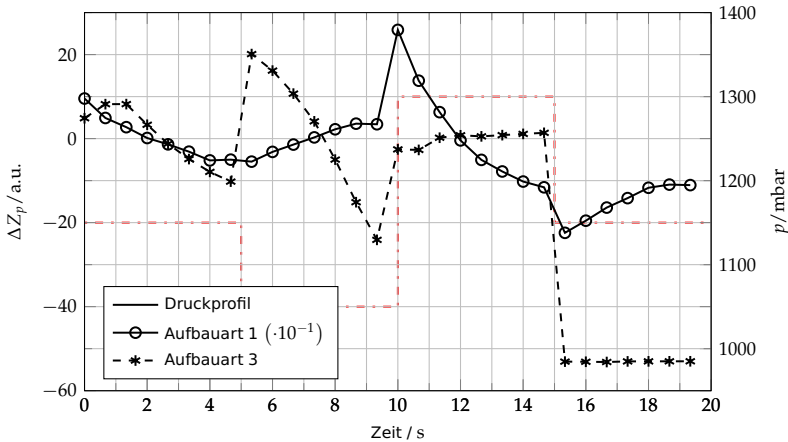


Abbildung 5.18: Exemplarische Elemente mit starkem Driftverhalten während der Drucksprungmessung (1150, 1050, 1300 und 1150 mbar)

niedrige Glasübergangstemperatur  $T_g$  des verwendeten Epoxidklebstoffs zurückzuführen: Sie liegt mit  $65^\circ\text{C}$  nur wenige  $^\circ\text{C}$  über der Belastungstemperatur. Oberhalb  $T_g$  fällt der Elastizitätsmodul des Epoxidklebstoffs stark ab, der thermische Ausdehnungskoeffizient  $\alpha$  steigt [116], wodurch die Dehngeschwindigkeit eine starke Steigerung erfährt. Bei einer dauerhaften Druckbelastung (Kriechversuch) ändert sich die Scherdehnung im Material nun schneller als bei Temperaturen unterhalb  $T_g$  und damit die mechanische Belastung und resultierende Signalverschiebung des Drucksensors. Bei Wiederabkühlen des Sensorelements verbleiben irreversible Spannungen im Material, die an den Sensor weitergegeben werden. Es ist davon auszugehen, dass dieser Effekt im vorliegenden Fall zum Tragen kommt. Im Gegensatz dazu wird der Drucksensor durch Materialänderungen in dem verwendeten weichen Silikonklebstoff nicht beeinflusst [25].

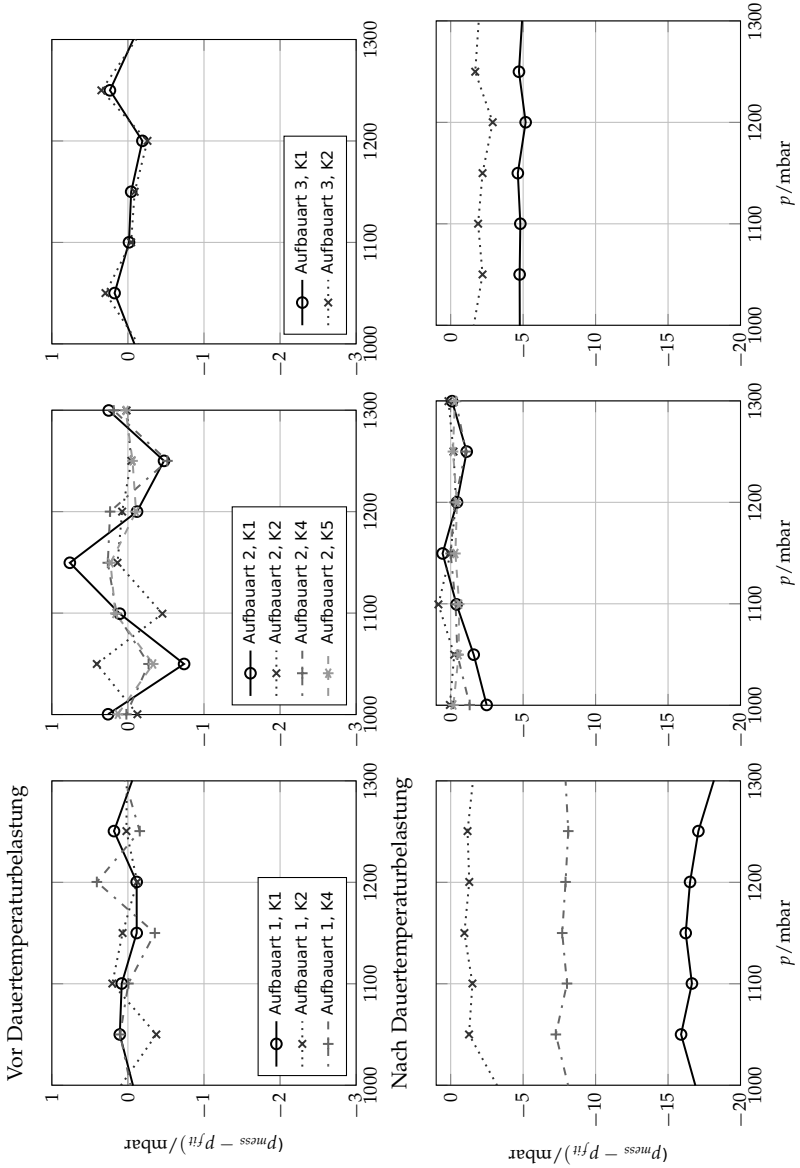


Abbildung 5.19: Kalibrationsfehler vor und nach Dauertemperaturbelastung (1h bei 37 °C, 6h bei 60 °C, 1h bei 37 °C)

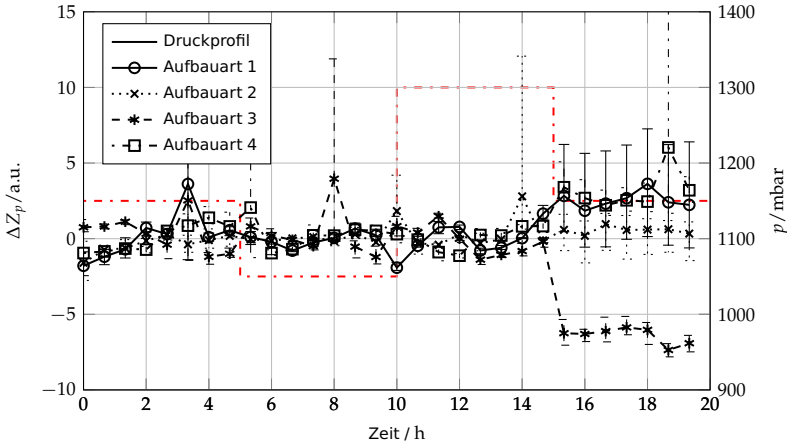


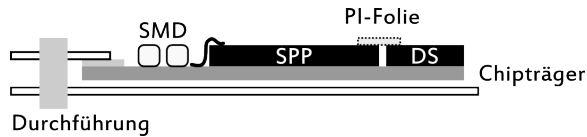
Abbildung 5.20: Druckprofil und Ergebnisse der Drucksprungmessung (1150, 1050, 1300 und 1150 mbar)

Die durch die Messung gewonnenen Erkenntnisse führen zu einer Kombination zweier Aufbauarten: Vor allem die Ergebnisse der Temperaturbelastungsmessungen zeigen, dass die starre Verklebung des Sensorelements die Übertragung thermischer und mechanischer Spannungen auf den mikromechanischen Drucksensor begünstigt, weshalb die Verklebung mit weichem Silikon aus Aufbau 2 übernommen wird. Die Aufbauhöhe kann durch die Verwendung der PI-Folie aus Aufbauvariante 3 wesentlich reduziert werden. Aufbau 4 erweist sich über den Verlauf der Messungen mit einer hohen Ausfallrate als zu instabil, weswegen diese Variante verworfen wird.

### 5.2.3 Aufbau des Drucksensorkatheters

Da der Drucksensorkatheter des LaDs-Systems sich durch einen sehr geringen Durchmesser von 7Fr (1Fr  $\cong$  0,33mm) auszeichnet, ist eine niedrige Aufbauhöhe und eine geringe Gesamtlänge Voraussetzung für die im Folgenden beschriebenen Schritte des Sensorelementaufbaus. Die Fertigung des in die Sensorkapsel integrierten Drucksensorelements, dargestellt in Abbildung 5.21, erfolgt auf einem 275  $\mu$ m dünnen Siliziumträger mit Goldleiterbahnen, die zur Platzreduzierung sehr niedrige Strukturgrößen von 20  $\mu$ m aufweisen. Das LaDs-Chipset aus Drucksensor- und Signalverarbeitungschip wird zunächst in einem Flipchip-Prozess mit anisotropem Leitklebstoff (siehe Kapitel 4.2.2) über eine flexible Polyimid-/Goldfolie leitend verbunden. Zusätzlich benötigte SMD-Bauteile werden in einem Lötprozess, der Chipverbund mit Hilfe einer dünnen Schicht Silikonklebstoff (NuSil Med 4213) auf den Träger aufgebracht. Dann erfolgt die elektrische Verbindung der Einzelteile über das Drahtbondverfahren, beschrieben in Kapitel 4.2.3. Der mechanische Schutz der Verbindung während der weiteren

Prozessierung wird durch eine Verkapselung der Bonddrähte mit Silikonklebstoff gewährleistet.



(a)



(b)

Abbildung 5.21: (a) Schemazeichnung und (b) Fotografie des LaDs-Sensorelements

Eine keramische Durchführung mit Platinstiften wird mit Hilfe von Silberleitklebstoff an das Drucksensorelement angebracht und in eine Metallkapsel mit Membranfenster integriert. Die hermetisch dichte Durchführung beinhaltet zusätzlich zu den Verbindungssteckern ein Röhrchen, durch das der zur Implantation notwendige Führungsdraht unter dem Chipträger hindurch geleitet werden kann. Durch Aufschweißen einer Metallkappe wird die Kapsel verschlossen. Die Befüllung der Kapsel mit Silikon erfolgt im Vakuum unter erhöhter Temperatur über einen Einfüllstutzen in der Kappe. Das 80cm lange Verbindungskabel, das mit einem am distalen Ende angebrachten Standard-IS1-Stecker (nach ISO 5841-3:2013) an das Implantat angeschlossen werden kann, wird in einem Schweißverfahren mit dem Metallröhrchen verbunden.

### 5.3 HERAUSFORDERUNGEN FÜR INTELLIGENTE IMPLANTATE

Im Bezug auf die im voranstehenden Kapitel dargestellten Neuentwicklungen vollständig implantierbarer langzeitstabiler Drucksensorsysteme sowie die umfassende Übersicht von existierenden Implantaten zur Überwachung von Herzinsuffizienzpatienten in Kapitel 2.2 können allgemeingültige Anforderungen und Entwicklungsfragen für den Entwurf intelligenter Implantate zur Messung des intravasalen Drucks aufgestellt werden.

Die medizinischen Voraussetzungen bestimmen zunächst die **Dimensionierung** des druckmessenden Teils des Implantats: Wie in Tabelle 5.2 aufgeführt, ist der Einsatz- und Messort entscheidend für das zur Verfügung stehende Platzangebot. Dieses hat unmittelbaren Einfluss auf die notwendige Miniaturisierung, da es ab einer Reduzierung des Aderquerschnitts um 70% zu Druckschwankungen im Gefäß kommen kann, die die Messungen verfälschen können [66]. Verschiedene Konzepte werden in den vorgestellten Systemen zur Reduzierung der Aufbauhöhe angewandt, wie die Verwendung von flachen und flexiblen Trägermaterialien (5.1.5.2), die Weiterleitung des Drucks über einen flüssigkeitsgefüllten Katheter

zum in das Kommunikationsimplantat integrierten Sensor (2.2.7), die vollständige Integration der Auswertelektronik auf den Drucksensor (2.2.5, 5.1.5.2) sowie die Verwendung passiver Messkonzepte zur Eliminierung von Batterie und Verstärkerschaltung (2.2.1, 2.2.9).

Tabelle 5.2: Platzangebot für intravasale Druckmesssysteme (nach [84])

Krankheit	Messort	Aderdurchmesser/mm
Herzinsuffizienz	Lungenarterie	25 – 35
Koronare Herzkrankheit	Hinter Stent oder Blockade	3 – 5
Abdominelles Aortenaneurysma	Zwischen Rohrprothese und Aderwand	15 – 40
Bluthochdruck	Arterie	2 – 20

Ebenso abhängig vom Einsatzort ist die Art der **Verankerung** im Inneren des Körpers: Anker aus Formgedächtnislegierung (2.2.1, 2.2.8), auch in Form eines Stents (2.2.2), können den Sensor an der vorgesehenen Stelle in Position halten. Kathetergebundene Systeme verfügen über Befestigungsstrukturen, die in der Gefäßwand implantiert oder in kleinere Adern geklemmt werden (2.2.3, 2.2.4, 5.2). Hierbei ist die Überwachung des Patienten auf eventuelle Dislokationen der Messeinheit (siehe auch [99, 13]) von großer Wichtigkeit.

Auch wenn zur Vermeidung von Infektionen die vollständige Implantierbarkeit aller vorgestellten Systeme gewährleistet ist, erfolgt die **Kommunikation** der Messeinheit mit der Außenwelt auf unterschiedliche Art. Autarke Systeme, die aus einer einzelnen Messkapsel bestehen, sind in den meisten Fällen passiv ausgelegt: Eine Änderung im Zustand des Implantats in Abhängigkeit des anliegenden Drucks wird von einem externen Lesegerät detektiert (2.2.1, 2.2.9). Ebenso wie bei vereinzelt aktiven Systemen (2.2.8, 2.2.2) existiert keine Möglichkeit zur internen Speicherung von Daten, um sie zu einem beliebigen Zeitpunkt abrufen zu können. Kathetergebundene Messeinheiten (2.2.3, 2.2.4, 5.2) kommunizieren dagegen zunächst mit einem meist subkutan platzierten Implantat, das außer einer Batterie und einer Kommunikationseinheit meist auch einen Speicher beinhaltet, um die Ergebnisse längerer Messreihen ohne Verbindung mit der Lesestation abzuspeichern zu können. Nach der Implantation verbleibt bei diesen Systemen der Katheter während der gesamten Überwachungsperiode an seiner Position in der Beinarterie oder im Herz des Patienten. Während ein freies Bewegen in der Ader wenig Störungen hervorruft, erfahren die Herzklappen durch den Katheter eine erhöhte Belastung. In Langzeitstudien mit kathetergebundenen Systemen konnten allerdings keine Auffälligkeiten auf diese Art der Positionierung zurückgeführt werden.

Anforderungen an die **Materialien** des Drucksensorimplantats ergeben sich vor allem im Hinblick auf Biokompatibilität und Hermetizität. Diverse biokompatible Materialien, wie Titan (2.2.3, 5.2), Quarzglas (2.2.1), Silikon (sämtliche betrachteten Implantate) und Nitinol (2.2.1, 2.2.8, 2.2.2) stellen sicher, dass im Betrieb der Systeme auch bei Langzeitüberwachung keine Entzündungs- und Abstoßungsreaktionen oder Implantatsausfälle zu verzeichnen sind. Dies gilt ebenso für die

Dichtheit des Implantataufbaus: Die Verwendung durchlässiger Materialien sowie konstruktionsbedingte Beeinträchtigungen der Hermetizität können Drifteffekte (wie beobachtet in [99]), Implantatsausfälle (2.2.9) sowie eine Reduzierung der Langzeitstabilität (2.2.7) hervorrufen. Abhilfe schaffen hermetisch dichte Metall- (2.2.3, 5.2) oder mittels Waferbonding verschlossene Quarzglasgehäuse (2.2.1).

Auch wenn sich in einigen der in Kapitel 2.2 zusammengefassten Publikationen Hinweise auf Herausforderungen in der **Aufbau- und Verbindungstechnik** von Druckmesseinheiten in intelligenten Implantaten finden lassen, werden mangels ausreichender Darstellung Aussagen hierzu vornehmlich anhand der in Kapitel 5.2 gewonnenen Erkenntnisse getroffen. Wie aus den durchgeführten Druck- und Temperaturbelastungsmessungen ersichtlich, reagiert der miniaturisierte mikromechanische Drucksensor aufgrund der geringen Größe der drucksensitiven Membran sehr empfindlich auf Vorspannungen, die während des Aufbaus und der anschließenden Verkapselung entstehen. Ebenso sorgen Belastungen der Druckmesskapsel während der Implantation und die Bewegung des Katheters im Betrieb für mechanische Verformungen des Systems. Um nicht kompensierbare Verschiebungen der Drucksensorkennlinie zu vermeiden, ist ein spannungsfreier Aufbau der verwendeten kapazitiven Drucksensoren notwendig. Zu einer Übereinstimmung mit diesen Ergebnissen und der Empfehlung einer sorgfältigen Materialauswahl kommen auch umfassende Untersuchungen anderer Arbeitsgruppen (dargestellt beispielsweise in [25, 121, 116, 82]). Als Maßnahmen wurden mit Hilfe der durchgeführten Messungen die Auswahl von Materialien mit ähnlichen Temperaturkoeffizienten, die Entkopplung des Drucksensors über flexible Träger sowie die Verwendung weicher Klebstoffe identifiziert.

#### 5.4 HOCHFLEXIBLER KAPAZITIVER DRUCKSENSOR MIT RÜCKSEITIGER STRUKTURIERUNG ZUR BIEGEKOMPENSATION

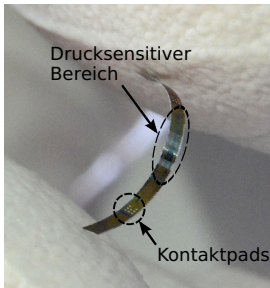


Abbildung 5.22: Manuell gebogener Drucksensor

Nach Aufstellung der wichtigsten Rahmenbedingungen zum Entwurf eines vollständig implantierbaren Druckmesssystems wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit ein neues Konzept zur Reduzierung der Spannungsabhängigkeit mikromechanischer Drucksensoren entwickelt: Ultradünne und damit hochflexible monolithisch integrierte kapazitive Drucksensoren auf Basis von Silizium werden rückseitig mit Kompensationsstrukturen zur Verringerung der Dehnungsabhängigkeit versehen und auf Verbesserungen in ihrem Biegeverhalten hin untersucht. Zunächst wirkt sich eine wie in Abbildung 5.23 gezeigte Flexibilisierung des Drucksensors und damit der gesamten Messeinheit positiv auf das Implantationsverhalten aus. Während des Implantationsvorgangs muss das Drucksensorelement entweder durch eine Schleuse in die Beinarterie oder über einen Führungsdraht ebenfalls durch eine Schleuse unterhalb des Schlüsselbeins in die Lungenarterie eingesetzt werden. Dabei werden mehrere Windungen der Adern sowie die Herzkammern passiert. Berührungen und Verletzungen der Aderwand könnten durch Verringerung des

Katheterdurchmessers und Flexibilisierung des Aufbaus reduziert werden, wobei die implantierende Chirurgin von einer besseren Handhabung und der Patient von einer belastungsärmeren Operation profitieren würde. In einer Reihe von Publikationen wurden die mechanischen Eigenschaften von bis auf wenige  $\mu\text{m}$  gedünntem Silizium bereits beschrieben [17, 94, 45, 93]. Verschiedene Veröffentlichungen des Instituts für Werkstoffe der Elektrotechnik <sup>1</sup> der RWTH Aachen zeigen die Erfahrung in der Herstellung gedünnter Siliziumstrukturen für unterschiedliche Anwendungen, darunter flexible Bildsensoren [28], biegsame und in flexible Trägerfolie eingebettete Mikrochips zur Ansteuerung von großflächigen Mikroelektrodenarrays [118] und dünne taktile Sensoren zur Anwendung in Robotik und Prothetik [67]. Um die Machbarkeit der Flexibilisierung zu überprüfen, wird in Kapitel 7.1 mit Hilfe von Bruchfestigkeitsmessungen der für den Anwendungsfall beste Dünnungsprozess für die Herstellung flexibler Drucksensoren gewählt und in Kapitel 7.2.2 ein minimal belastendes Aufbau- und Kontaktierungsverfahren für ultradünne Siliziumstrukturen entworfen. Über analytische und Finite-Elemente-Berechnungen zur Mechanik von gedünntem Silizium wird in Kapitel 6.2 eine geeignete Biegevorrichtung für die messtechnische Charakterisierung gebogener hochflexibler Drucksensoren entwickelt.

Nach erfolgreicher Flexibilisierung der kapazitiven Sensoren werden mit Hilfe der in Kapitel 4.1.2 beschriebenen Standard-Lithographie- und Ätzprozesse rückseitige Gräben in das Siliziumsubstrat eingebracht, so dass sich die in Abbildung 5.23 dargestellte Struktur ergibt. Ziel der in Kapitel 7.3.1 beschriebenen Rückseitenbearbeitung ist es, durch selektives Dünnen der Bereiche zwischen den drucksensitiven Membranen den Hauptanteil der Dehnung gezielt in die Grabenstrukturen zu lenken und so die Siliziummembranen vom restlichen Teil des Sensors zu entkoppeln. Dadurch haben durch Klebung und Temperatureinflüsse induzierte Spannungen einen geringeren Einfluss auf den drucksensitiven Bereich. In Kapitel 7.3 werden in einer Parameterstudie zur Entwicklung geeigneter Kompensationsstrukturen rückseitige Gräben mit variabler Tiefe und Breite zwischen die kapazitiven Membranen positioniert und in Anpassung auf das bereits existierende in Kapitel 5.1 vorgestellte Drucksensordesign optimiert. Unter Biegung auf einen minimalen Radius von bis zu 10 mm werden zur Verifizierung der Kompensationsstrukturen Messungen mit gedünnten sowie strukturierten Drucksensoren bei demselben Biegeradius und somit gleicher Beanspruchung in einem kombinierten Biege- und Druckmessstand durchgeführt und auf ihre Eignung hin überprüft.

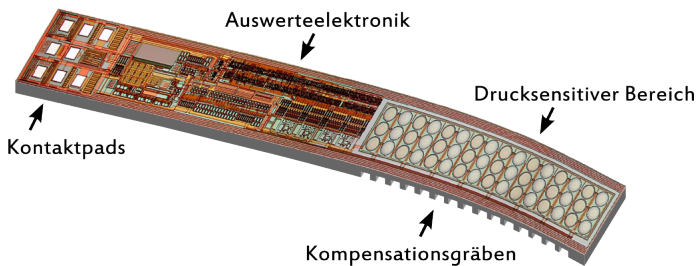


Abbildung 5.23: Gebogener Drucksensor mit Rückseitenstrukturierung





Zur Untersuchung der im flexiblen Silizium entstehenden Spannungen erfolgt in Kapitel 6.2 zunächst eine Simulation des unbearbeiteten Siliziumsubstrats in verschiedenen Dicken. Eine Möglichkeit zur Reduzierung der Biegespannung durch das Einbringen von Siliziumgräben wird im Anschluss daran betrachtet. Zur Verifizierung des elektrischen Modells wird in Kapitel 6.3 eine einfache Plattenkondensatoranordnung simuliert, deren Ergebnisse für die Generation des Modells einer mikromechanischen Druckdose nach [30] herangezogen werden. Der Einfluss von mechanischen Spannungen auf den Drucksensor wird über eine Einleitung der in Kapitel 6.2 aus den Biegeversuchen extrahierten resultierenden Verformungen in das elektrische Modell untersucht. Hierbei können Aussagen über die Einflüsse der Substratdehnungen und der nachträglichen Rückseitenstrukturierung zur Minimierung der Biegeabhängigkeit auf den Drucksensor getroffen werden.

## 6.1 KONFIGURATION DES SIMULATIONSPROGRAMMS

Sämtliche im Folgenden dargestellten Simulationen werden mit Hilfe des Finite Elemente Programms COMSOL Multiphysics realisiert. Über die Kopplung verschiedener physikalischer Modelle werden Wechselwirkungen zwischen elektrischen und mechanischen Belastungen untersucht. Im Folgenden wird das Aufsetzen einer Simulation im Rahmen dieser Arbeit für ein dreidimensionales Modell eines mikromechanischen Drucksensors dargestellt. Alle darüber hinaus ausgeführten Simulationen sind äquivalent aufgebaut.

### 6.1.1 *Parameter*

Für die weiter unten durchgeführten Simulationen können vordefinierte Parameter in unterschiedlichen Parameterstudien untersucht werden. Deren Definition erfolgt global vor Aufsetzen des Simulationsprogramms. Für Biegungssimulationen von Siliziumstreifen werden Dicke  $d_B$  und Länge  $L$  des Teststücks, Verschiebung und Abstand der Druckbalken sowie Radius  $\rho$  des Auflagers festgelegt. Bei mikromechanischen Drucksensoren sind dies Dicke  $h$  und Abstand  $d_0$  der Kondensatorplatte zur Gegenelektrode, Radius  $R$  der drucksensitiven Membran, Besonderheiten in der Randgeometrie und Dicke  $d_{Di}$  der dielektrischen Schicht sowie Lastfälle durch Druck und Substratdehnung. In Abbildung 6.1 ist eine beispielhafte Parameterliste zu sehen.

Parameters		
Name	Expression	Description
para	0	Druckparameter
rCap	48e-6 [m]	Radius Druckdose
dCap	0.9e-6 [m]	Abstand Platten
hCap	1.05e-6 [m]	Dicke Elektrode
dSub	30e-6 [m]	Dicke Substrat
rSub	70e-6 [m]	Radius Substrat
bRand	3.8e-6 [m]	Breite Rand
dRand	0.2e-6 [m]	Abstand am Rand
bUgang	0.5e-6 [m]	Breite Übergang Elektrode - Rand
hDiel	0.1e-6 [m]	Höhe SiN
rho	20e-3[m]	Biegeradius
epsy	-0.0002	y-Dehnung

Abbildung 6.1: Parameterdefinition der Finiten Elemente Simulation

### 6.1.2 Geometrie

In Abbildung 6.2a sind die Einstellmöglichkeiten für eine dreidimensionale Simulation dargestellt. Unter 'Model 1 ▸ Definitions' sind die modellabhängigen Parameterdefinitionen, wie explizite Benennung von Bereichen, Kontaktpaare innerhalb des Modells (s.a. unter *Physikalische Modellierung*) und Funktionen für Lastfälle, wie Druck in Abhängigkeit einer Laufvariablen, zu finden. Darunter kann die zu berechnende Geometrie erstellt werden. Wie unter Punkt 'Model 1 ▸ Geometry ▸ Workplane ▸ DS-Import' ersichtlich, kann über den Export aus einem anderen Modell eine bereits verformte Grundgeometrie importiert werden. Im vorliegenden Fall dient dies der Untersuchung des Dehnungseinflusses auf eine bereits von Druck verformte Membran. Aus der radialsymmetrisch verformten Membran entsteht ein Viertelmodell der Gesamtanordnung. Aufgrund der symmetrischen Belastung wird dies als ausreichend angesehen.

### 6.1.3 Materialparameter

Die Definition der verwendeten Materialien erfolgt modellweise, siehe Abbildung 6.2b. Dabei lassen sich vordefinierte Materialparameter mit typischen Kennwerten aus der Comsol-Bibliothek übernehmen; für spezielle Untersuchungen wie beispielsweise das Verhalten anisotroper Werkstoffe (s.a. Kapitel 3.1) kann die Steifigkeitsmatrix auch in Voigtscher Notation angegeben werden. Eine Auflistung der wesentlichen in dieser Arbeit verwendeten Materialien mit speziellen Kenndaten findet sich in Tabelle 6.1, die für die Simulation von einkristallinem Silizium benötigte Steifigkeitsmatrix in [110]-Richtung ist in Gleichung 3.18 in Kapitel 3.1 gegeben.

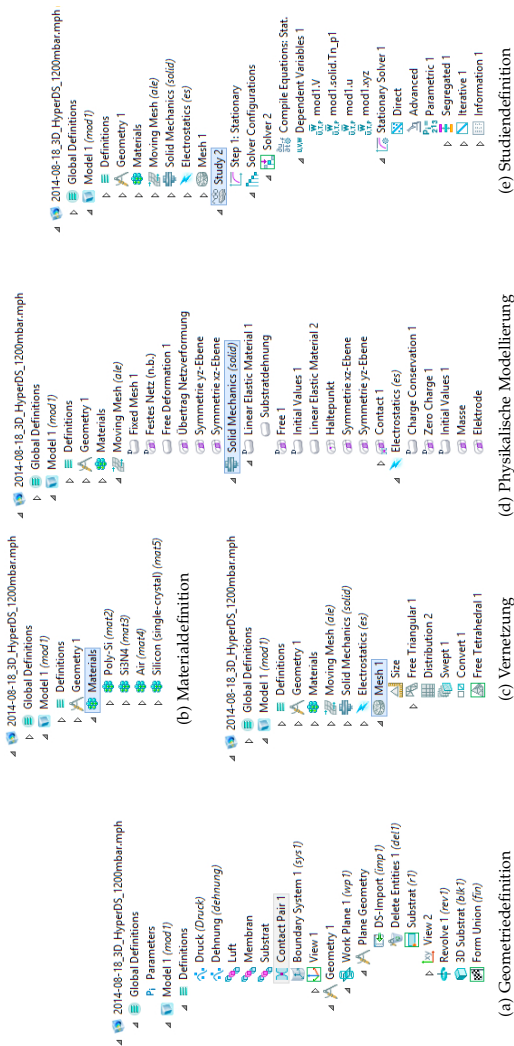


Abbildung 6.2: Konfiguration der Finiten Elemente Simulation

Tabelle 6.1: Materialparameter der Finiten Elemente Simulation

Parameter	Si	Poly-Si	Si <sub>3</sub> N <sub>4</sub>	SiO <sub>2</sub>	Stahl	Luft
<b>mechanisch</b>						
E-Modul / GPa	170	165	250	70	200	-
Poissonzahl	0,28	0,22	0,23	0,17	0,33	-
<b>elektrisch</b>						
$\epsilon_r$	11,7	4,5	9,7	4,2	1	1

#### 6.1.4 Physikalische Modellierung

Für die Simulation einer mikromechanischen Druckdose ist eine schwache Kopplung der physikalischen Modelle als ausreichend anzusehen, da die Verformung der Drucksensormembran aufgrund des Herstellungsprozesses unter Einfluss eines von außen anliegenden Drucks berechnet werden kann, ohne dass der Innendruck durch die Simulation selbst ansteigt. Außerdem werden die auf die Membran wirkenden elektrostatischen Kräfte als klein angenommen, so dass eine Simulation des Kapazitätswerts des Aufbaus erst im Anschluss an die Verformung erfolgt. Der Aufbau der Simulation sowie die benötigten Module sind Abbildung 6.2d zu entnehmen: Das Modul 'Model 1 ▷ Moving Mesh' ist nur zwischen den beiden Kondensatorelektroden aktiv und überträgt die Deformation des Netzes aufgrund der mechanischen Belastung auf die Begrenzungsflächen des umschlossenen Volumens. Die mechanische Belastung wird über das Modul 'Model 1 ▷ Solid Mechanics' ermittelt. Im Punkt 'Substratdehnung' werden Dehnungen im Material in unterschiedlicher Stärke eingebracht. Da die Membran bereits als verformte Geometrie (s.a. unter *Geometrie*) importiert wurde, fehlt hier die Randbedingung für einen erhöhten Umgebungsdruck (im 2D-Modell als Linien- sonst als Flächenlast anzugeben). Die beiden Begrenzungsebenen (xz- und yz-Ebene) erhalten als Symmetriebedingung eine Beschränkung der Verformung in die jeweilige Normalenrichtung. Der letzte Punkt legt für die beiden Elektrodenflächen, die unter *Geometrie* als Kontaktpartner definiert wurden, fest, dass sie sich während der Simulation nicht durchdringen dürfen.

#### 6.1.5 Vernetzung

Eine sorgfältige Vernetzung des fertigen Modells über das in Abbildung 6.2c dargestellte Menü sorgt für eine genauere Lösung der Simulation. Hier wird die Drucksensormembran als rotationssymmetrischer Körper angenommen, der mit einem strukturierten Gitter mit Hexaederelementen vernetzt wird: Ein Dreiecksgitter auf der yz-Ebene wird auf die um 90° versetzte Zielfläche in der xz-Ebene projiziert. Spezielle Bereiche, in denen hohe Gradienten der Lösungen erwartet werden oder die eine kleine Geometrie aufweisen, müssen feiner vernetzt werden. Innerhalb des Substrats wird keine ortsabhängige Auswertung vorgenommen, weshalb die Vernetzung mit einem groben Tetraedernetz ausreicht. Eine beispielhafte Darstellung der vernetzten Drucksensorgeometrie ist in Abbildung 6.3 zu sehen.

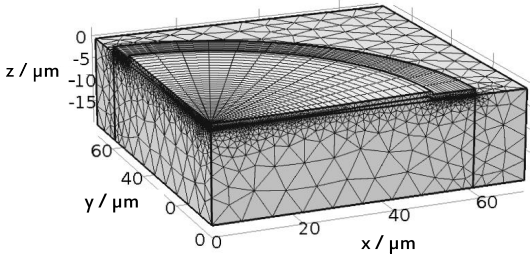


Abbildung 6.3: Vernetztes Viertelmodell einer mikromechanischen Druckdose

### 6.1.6 Studiendefinition

Die Studiendefinition erfolgt unter der in Abbildung 6.2e. Da während der in Kapitel 7 durchgeführten Messungen keine frequenzabhängigen Untersuchungen auftreten, können die einzelnen Lastfälle der Simulation als stationäre Berechnungen angenommen werden. Dabei wird im Fall der Druckbelastung, der Biegung eines Siliziumstreifens oder der Dehnung des Substrats eine kontinuierliche Erhöhung der jeweiligen Last angenommen. Dadurch werden bei der Lösung des jeweils folgenden Lastzustands die Ergebnisse des letzten Simulationsschritts als Startwerte angenommen. Durch eine Verringerung der Schrittweite kann die Stabilität der Simulation deutlich erhöht werden.

## 6.2 MECHANISCHE MODELLIERUNG

### 6.2.1 Statische Biegung

Die Simulation der statischen Biegung erfolgt mit Hilfe einer zylinderförmigen Anordnung, über die ein Siliziumbalken variabler Dicke mit zwei walzenförmigen Balken nach unten gedrückt wird, um den Biegeradius des Zylinders auf das Testobjekt zu übertragen. Im Folgenden werden ausschließlich die jeweiligen Endpunkte der Simulation miteinander verglichen. Diese sind erreicht, wenn der Balken vollständig am Auflagezylinder anliegt. Aufgrund der Symmetrie der Anordnung wird nur ein Halbmodell simuliert, wie aus dem Aufbau des Simulationsmodells in Abbildung 6.4 ersichtlich. Da zunächst die Dehnungen in  $x$ -Richtung an der Oberseite des Siliziumbalkens von Interesse sind, erfolgt die Simulation außerdem zweidimensional. In Abbildung 6.5 ist das vernetzte Modell für den Zwischenstand einer Biegung auf einen Radius von 20 mm gezeigt.

Entscheidend ist für jede Simulation der Mittelwert der Dehnung über den Bereich des Drucksensors in der Mitte des Balkens. Wie zu erwarten, entspricht die Dehnung  $\varepsilon_s$  an der Ober- bzw. Unterseite des Balkens der Beziehung [54]

$$\varepsilon_s(x, z) = \frac{z}{\rho(x)} \quad (6.1)$$

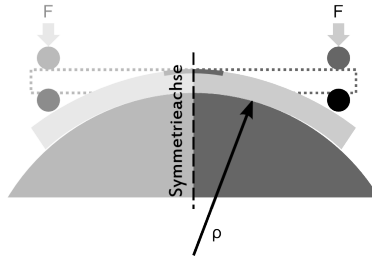


Abbildung 6.4: Simulationsmodell für die statische Biegung mit Anpresskraft  $F$  und Biegeradius  $\rho$

mit dem Biegeradius  $\rho$  und dem Abstand  $z$  der Oberfläche von der neutralen Faser, wobei negative Werte Stauchung und positive Dehnung entsprechen. In Abbildung 6.8 ist der Mittelwert der Dehnung über dem inversen Biegeradius aufgetragen. Im Fall der Stauchung wird zur besseren Darstellung der Biegeradius negativ anstatt die  $z$ -Koordinate. Es zeigt sich, dass eine Verwendung des statischen Biegemessstands zur Vermessung von gedehnten flexiblen Drucksensoren sinnvoll ist.

### 6.2.2 Grabenstruktur

Durch eine Strukturierung der Rückseite soll die Dehnung der gedünnten Drucksensoren in vorteilhafte Bereiche gelenkt werden. So entstehen schmale Brückenstrukturen, die die drucksensitiven Membranen jeweils voneinander trennen. In Abbildung 6.7 ist der Querschnitt eines Drucksensors mit den zu variierenden Parametern angegeben. Nach den im vorigen Kapitel erzielten Ergebnissen ist eine Reduzierung der Gesamtdicke vorteilhaft. Daher werden in der vorliegenden Simulation Sensoren mit einer Substratdicke  $d_{DS}$  von  $20\ \mu\text{m}$  und Grabenstrukturen

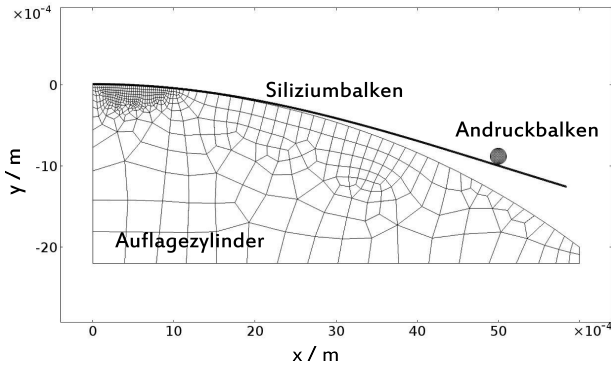


Abbildung 6.5: Vernetzung des Simulationsmodells für die statische Biegung

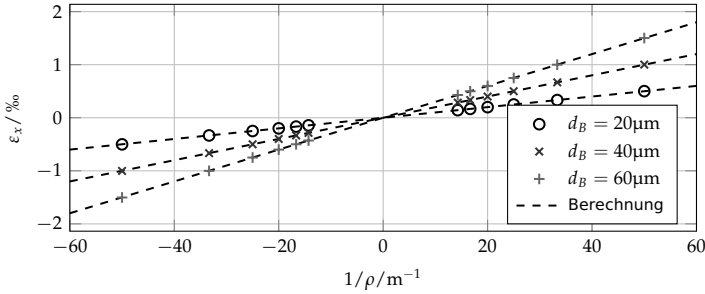


Abbildung 6.6: Dehnung an der Oberfläche eines Siliziumbalkens in Abhängigkeit von Balkendicke  $d_B$  und Biegeradius  $\rho$

mit einer Breite  $b_G$  von 10, 15 und 20  $\mu\text{m}$  und einer Restdicke des Grabens  $rd_G$  von 10 und 15  $\mu\text{m}$  unter Anwendung derselben Simulationsanordnung miteinander verglichen. Über verschiedene Parameter der Grabenstruktur ist in Abbildung 6.8 die Oberflächendehnung für einen Biegeradius  $\rho$  von 80  $\mu\text{m}$  im Vergleich zu einem unstrukturierten Balken aufgeführt. Es wird deutlich, dass der Einfluss der Grabentiefe deutlich höher ist als der der Grabenbreite. Eine Erhöhung der Grabentiefe und dadurch eine Reduzierung der Restdicke muss also im weiteren Verlauf der Messungen in Kapitel 7 angestrebt werden.

### 6.3 ELEKTRISCHE MODELLIERUNG

Für einen Vergleich mit den in Kapitel 3.2 beschriebenen Formeln für eingespannte und einfach gelagerte Membranen wird zunächst eine Plattenkondensatoranordnung über ein rotationssymmetrisches zweidimensionales Modell berechnet. Im Anschluss werden die daraus gewonnenen Erkenntnisse in das Simulationsmodell einer mikromechanischen Druckdose übernommen. Zur Betrachtung von Spannungen in der Membran und im Material werden die radialsymmetrische Membrandehnung  $\varepsilon_{rr,m}$  und die Substratdehnung  $\varepsilon_s$  eingeführt. Die in Kapitel 7 im Biegeversuch untersuchten und im Folgenden simulierten Strukturen sind den am Fraunhofer Institut für mikroelektronische Schaltungen und Systeme Duisburg hergestellten mikromechanischen Drucksensoren nachempfunden und basieren auf dem in Kapitel 3.2 beschriebenen Prinzip eines Plattenkondensators. Durch Erhöhung des Umgebungsdrucks wird eine dünne Polysiliziummembran über einer Vakuumkavität in Richtung einer Massefläche bewegt. Die Änderung

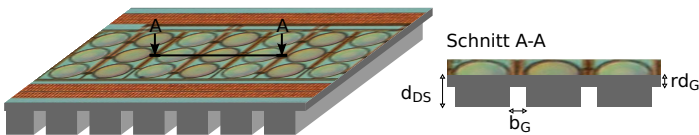


Abbildung 6.7: Parameter für die Rückseitenstrukturierung

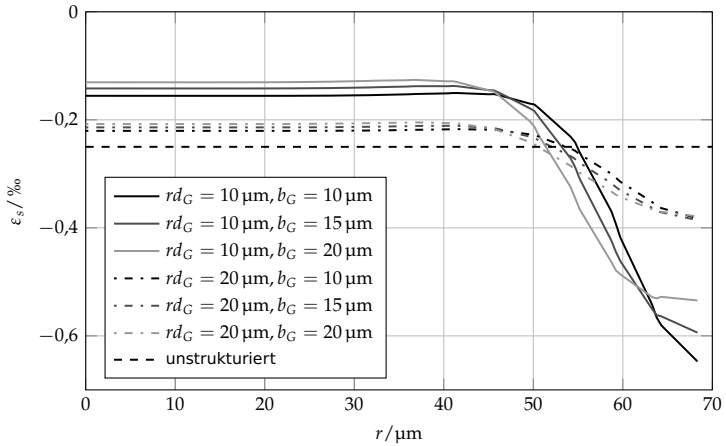


Abbildung 6.8: Stauchung an der Oberfläche eines Siliziumbalkens in Abhängigkeit von Grabentiefe und Grabenbreite (Simulation;  $d_{DS} = 20 \mu\text{m}$ , Biegeradius  $\rho = 40 \text{mm}$ )

des Abstands erzeugt eine Änderung der Kapazität des Gesamtaufbaus. Das Herstellungsverfahren einer solchen Druckdose ist in [30] beschrieben: Eine dünne, als Isolation zwischen den beiden Platten fungierende Nitridschicht und eine Opferschicht aus Siliziumdioxid wird parallel zur Auswerteschaltung auf ein Siliziumsubstrat aufgebracht. Nach Aufbringen der Deckschicht aus Polysilizium kann die Opferschicht geätzt und die Metallisierung der Auswerteschaltung aufgebracht werden. Um die Auswirkungen von mechanischen Spannungen auf die Drucksensoren zu überprüfen, ist zunächst ein Ausschluss verschiedener Einflussfaktoren auf eine Veränderung der Kapazität notwendig. Ein Anstieg der Umgebungstemperatur würde aus Gründen der Materialausdehnung zu einer Kapazitätsänderung führen. Da der Drucksensorchip mit durch das Belassen der Opferschicht unveränderlichen Druckdosen über die Möglichkeit der Temperaturkompensation verfügt, wird die simulative Untersuchung des Temperatureinflusses im Folgenden ausgelassen.

### 6.3.1 Plattenkondensator

Für die einfache Kondensatoranordnung wird die Oberseite des in Abbildung 6.9 gezeigten Querschnitts mit der gestrichelt dargestellten Symmetrieachse mit unterschiedlichen Drücken beaufschlagt und die Verformung der Membran sowie der sich daraus ergebende Kapazitätsverlauf ermittelt. Die Grundplatte des Kondensators wird dabei in der mechanischen Simulation zunächst als fest verankert angenommen. In Anlehnung an die verschiedenen in [30] beschriebenen Drucksensorgeometrien werden Plattenkondensatoren von 30, 40, 50 und 60  $\mu\text{m}$  Radius  $R$ , einer Membrandicke  $h$  von 1,5  $\mu\text{m}$  und einem Abstand  $d_0$  von 0,9  $\mu\text{m}$  simuliert.



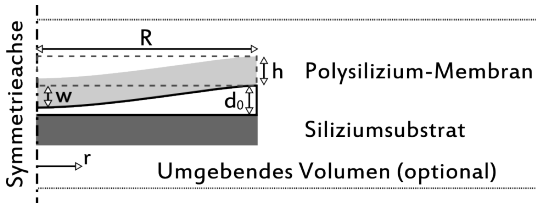


Abbildung 6.9: Axialsymmetrisches Simulationsmodell eines Plattenkondensators mit Membrandicke  $h$ , Membranradius  $R$ , Plattenabstand  $d_0$  und ortsabhängige Durchbiegung der Membran  $w(r)$

Dabei besteht die Grundplatte aus Silizium und die drucksensitive Gegenelektrode aus Polysilizium. In Abbildung 6.10 ist die Durchbiegung der Membran unter einer Druckbelastung von 1000 mbar für Radien von 30, 40 und 50  $\mu\text{m}$  in guter Übereinstimmung zu den in Kapitel 3.2 beschriebenen analytischen Formeln für eingespannte Membranen dargestellt. Ab einem Membranradius von 60  $\mu\text{m}$  zeigt die Simulation aufgrund der in der Membran auftretenden Verformungen eine geringere Durchbiegung als die analytische Berechnung. Für Durchbiegungen, die etwa ein Drittel oder mehr der Membrandicke betragen, gilt die Vereinfachung aus Gleichung 3.19 nicht mehr [8].

Die Druck-/Kapazitätskurven der soeben beschriebenen Plattenkondensatoren sind in Abbildung 6.11 dargestellt. Da die absoluten Kapazitätswerte der Anordnungen aufgrund der Flächenabhängigkeit der Kapazität stark voneinander abweichen, wird als Bezugswert der jeweilige Kapazitätswert bei 1000 mbar angenommen und nur die Änderung der Kapazität in Abhängigkeit des Umgebungs-

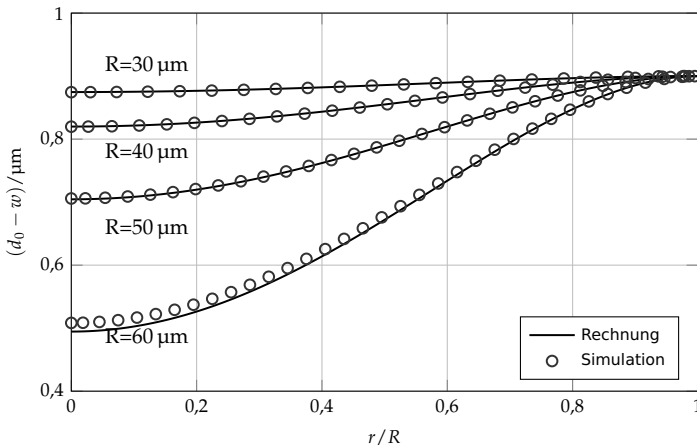


Abbildung 6.10: Membrandurchbiegung eines Plattenkondensators bei 1000 mbar in Abhängigkeit des Membranradius  $R$  (Membrandicke  $h = 1,5 \mu\text{m}$ )

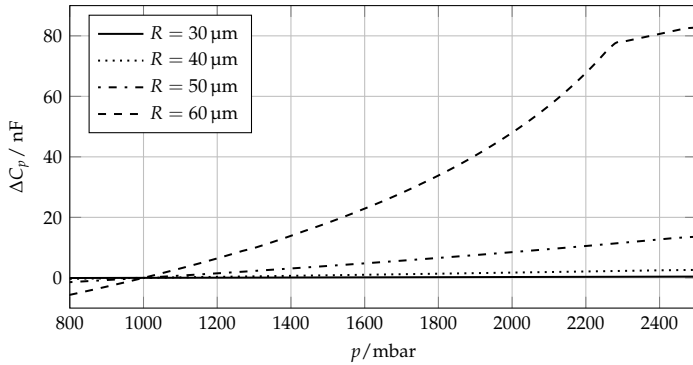


Abbildung 6.11: Druck-/Kapazitätsverlauf eines Plattenkondensators in Abhängigkeit des Membranradius (Simulation;  $h = 1,5 \mu\text{m}$ )

drucks dargestellt. In Übereinstimmung mit Gleichung 3.35 zeigt der Kapazitätsverlauf eine hohe Abhängigkeit vom Membranradius: Für geringe Radien  $R = 30$  und  $40 \mu\text{m}$  ist kaum eine Änderung für diesen Druckbereich zu erkennen. Bei einem Radius von  $50 \mu\text{m}$  ist der Kapazitätsverlauf nahezu linear, zeigt aber weiterhin eine niedrige Sensitivität. Eine ideale Druckabhängigkeit zeigt sich für einen Radius von  $60 \mu\text{m}$ ; das lineare Verhalten der Kurve oberhalb eines Drucks von  $2250 \text{ mbar}$  ist auf den in 3.2 beschriebenen Zusammenhang zurückzuführen: Die Membran hat den Auflagepunkt auf der gegenüberliegenden Elektrode erreicht und legt sich mit weiter steigendem Druck an diese an. Für Druckmessungen im hämodynamischen Bereich wäre eine Dimensionierung des Radius zwischen  $50$  und  $60 \mu\text{m}$  vorteilhaft. Dieser Parameter wird in die weiter unten folgende Dimensionierung der mikromechanischen Drucksensormembran übernommen, wobei die abweichende Randgeometrie mit berücksichtigt werden muss.

Ebenso wie die Membrangeometrie verändern auch intrinsische Spannungen in der Membran, die beispielsweise durch den Herstellungsprozess entstehen, die Durchbiegung sowie die Druck-/Kapazitätskennlinie des Aufbaus; dargestellt in Abbildung 6.12 für eine Membran mit einem Radius  $R$  von  $50 \mu\text{m}$  und im Vergleich zu den in Kapitel 3.2 aufgestellten Formeln für die Membrandehnung. Beim Vergleich der simulierten und berechneten Kennlinien ist wieder die bereits beschriebene Abweichung bei hohen Drücken zu sehen, die aus der vereinfachten analytischen Betrachtung über die grundlegende Plattentheorie resultiert. Unter Annahme einer isotropen Dehnung von  $0,01\%$  verschiebt sich die Druck-/Kapazitätskennlinie in negative Richtung: Die resultierenden Zugspannungen reduzieren die Beweglichkeit der Membran und damit auch die Druckabhängigkeit des Sensors. Im Vergleich dazu erhöht eine Stauchung um  $-0,01\%$  die Beweglichkeit, wodurch die Kennlinie in positive Richtung verschoben wird. Für denselben Umgebungsdruck wird also ein höherer Kapazitätswert gemessen und dadurch der tatsächliche Druck überschätzt.

Die im vorigen Beispiel simulierten Kondensatormodelle lassen wie die zur analytischen Berechnung verwendeten Formeln Streueffekte in den elektrischen Fel-

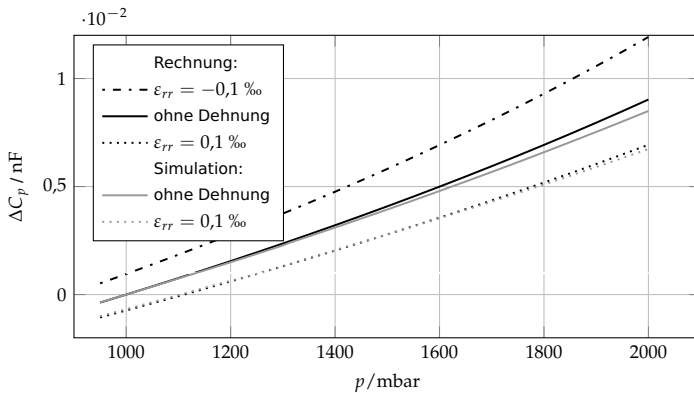


Abbildung 6.12: Druck-/Kapazitätsverlauf eines Plattenkondensators ( $R = 50 \mu\text{m}$ ) in Abhängigkeit der Membrandehnung: Vergleich analytische Berechnung und Simulation

dern außerhalb der Kondensatoranordnung außer Acht. Nach Anlegen eines Luftvolumens um den Plattenkondensator verändert sich die Gesamtkapazität eines unbelasteten Aufbaus mit steigendem Radius des umgebenden Zylinders. Im Vergleich zur zu erwartenden Änderung der Gesamtkapazität in Abhängigkeit des Drucks bleibt der Einfluss der Streufelder allerdings im Bereich von wenigen Promille der Kapazität des unbelasteten Aufbaus. Im weiteren Verlauf erfolgt daher die Betrachtung der unterschiedlichen mechanischen Einflüsse ohne Berücksichtigung des Umgebungsvolumens.

### 6.3.2 Mikromechanische Druckdose

Aus den oben ermittelten Modellen zur Untersuchung des Verhaltens belasteter Membranen in Abhängigkeit des Drucks wird als radialsymmetrisches Ausgangsmodell die Kondensatoranordnung nach [30] mit einem Membranradius von  $50 \mu\text{m}$  und der in Abbildung 6.13 gezeigten Randgeometrie herangezogen. Sie wird über eine Polysiliziummembran gebildet, die über eine Siliziumnitridschicht mit einem Substrat aus monokristallinem Silizium verbunden ist. Die Materialparameter sind in Kapitel 6.1 gegeben. Die Randgeometrie ergibt sich aus den an-

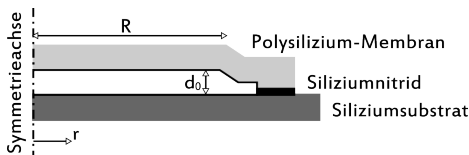


Abbildung 6.13: Axialsymmetrisches Simulationsmodell einer mikromechanischen Druckdose

fangs beschriebenen Herstellungsprozessen für kapazitive Drucksensormembranen. Über die kontinuierliche Erhöhung des auf sie einwirkenden Drucks wird die Polysiliziummembran in Richtung der Gegenelektrode bewegt. Im anfangs durch den Abstand  $d_0$  getrennten Spalt zwischen den beiden Elektroden wird prozessbedingt Vakuum angenommen. In Abbildung 6.14 ist das Ergebnis der rotationssymmetrischen Simulation dem Verlauf der analytischen Berechnung der Membrandurchbiegung gegenübergestellt. Die beiden Grenzfälle der Durchbiegung gelten wie in Kapitel 3.2 beschrieben für eingespannte sowie fest gelagerte Membranen. Zusätzlich ist die Auswirkung einer prozessbedingten intrinsischen Dehnung von  $-0,1\%$  auf die Durchbiegung dargestellt. Es ist erkennbar, dass sich das Verhalten der gezeigten Drucksensormembran aufgrund der Randgeometrie zwischen den beiden Extremfällen bewegt, sich allerdings näher an einer fest eingespannten Membran orientiert.

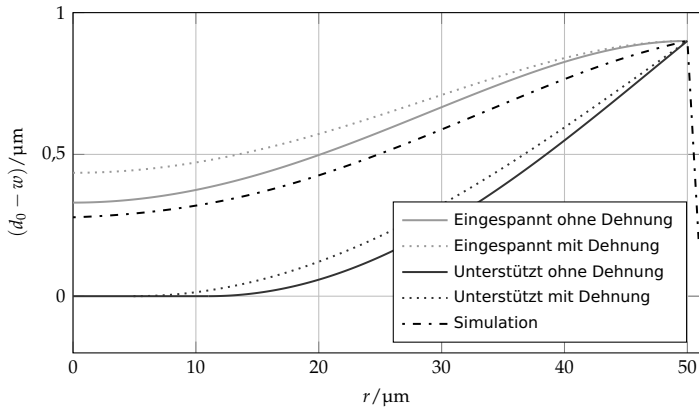


Abbildung 6.14: Membrandurchbiegung eines Drucksensors bei 1000 mbar: Vergleich analytische Berechnung und Simulation ( $h = 1,05 \mu\text{m}$ )

Dieses Verhalten wird durch die in Abbildung 6.15 gezeigte Darstellung der Druck-/Kapazitätsskennlinie bestätigt: Für zwei verschiedene Membranradien  $R = 50$  und  $60 \mu\text{m}$  wird der Kapazitätswert der Drucksensoranordnung ( $C_{DS}$ ) und eines Plattenkondensators ( $C_P$ ) in Abhängigkeit des Drucks untersucht. Aufgrund des niedrigeren Abstands der Randgeometrie von der Gegenelektrode ist die Gesamtkapazität des Drucksensoraufbaus höher. Um die Vergleichbarkeit zu gewährleisten, werden alle Kennlinien auf ihren Kapazitätswert bei  $p = 1000$  mbar bezogen. Wie bereits im vorigen Kapitel beschrieben, steigt die Kurve für Membranen mit größerem Radius schneller an. Für  $R = 60 \mu\text{m}$  liegt sie oberhalb von 2200 mbar an der Gegenelektrode an. Aufgrund der geänderten Randgeometrie ist die Sensitivität der Drucksensormembran höher: Es ist eine schnellere Kapazitätsänderung zu sehen als bei einer eingespannten Membran, was mit den Erkenntnissen aus Abbildung 6.14 übereinstimmt.

Nachdem anhand der vorigen Simulationen der Einfluss einer rotationssymmetrischen Belastung auf eine kapazitive Membran untersucht wurde, wird ein dreidi-

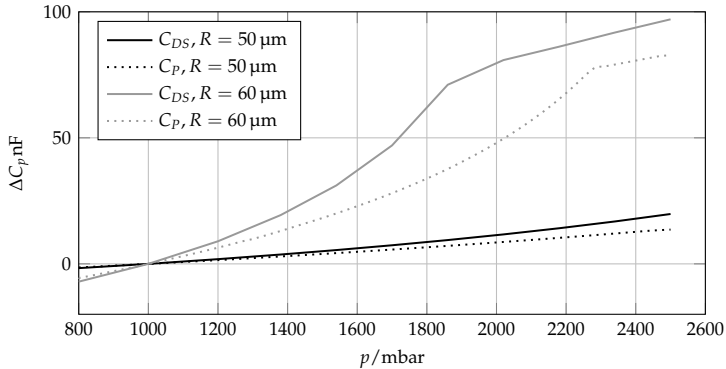


Abbildung 6.15:  $C_{DS}$  und  $C_P$  in Abhängigkeit des Membranradius

mensionales Drucksensormodell auf einem Substrat mit unsymmetrischen Zug- oder Druckspannungen beaufschlagt. Dabei übertragen sich die durch den Biegemessstand entstehenden Spannungen vom Substrat in die Drucksensormembran. Dazu wird der durch den Umgebungsdruck verformte Querschnitt der rotations-symmetrischen Simulation in das Viertelmodell einer Druckdose übertragen. Die Dehnungen im Drucksensorsubstrat werden in x-Richtung aufgebracht. In Abbildung 6.16 ist exemplarisch ein vervollständigtes Modell der Stauchung des Drucksensorsubstrats zu sehen. Deutlich ist, dass die Vergleichsspannung am Übergang der Drucksensormembran zum Substrat in Richtung der Last am größten sind. Es lässt sich erkennen, dass die Membran einer unsymmetrischen Verformung unterliegt. Der Effekt dieser Biegebeanspruchung wird in einer geeigneten Darstellung des Kapazitätswerts in Abhängigkeit der Substratdehnung sichtbar.

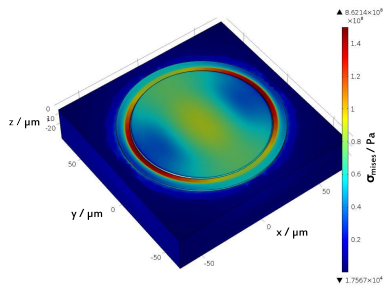


Abbildung 6.16: Darstellung der Vergleichsspannung der verformten Drucksensormembran für eine Stauchung von  $\varepsilon_s = -0,2\%$

Abbildung 6.17 zeigt die Biegeabhängigkeit des Kapazitätswerts bei einem Umgebungsdruck von 1000, 1200 und 1400 mbar. Zum Vergleich sind die analytischen Kennlinien der rotationssymmetrischen belasteten eingespannten Membran dargestellt. Es zeigt sich, dass für negative Werte von  $\varepsilon_s$ , die einer konkaven Biegung

des Drucksensors oder Stauchung der Membran entsprechen, ein schneller Anstieg des Kapazitätswerts zu erwarten ist. Für eine konvexe Biegung des Drucksensors, die eine Dehnung der Oberseite des Substrats nach sich zieht, ist ein langsames Absinken der Kapazität zu sehen. Aufgrund der radialsymmetrischen Belastung der Kapazität sinken die analytisch berechneten Kennlinien für ansteigende Dehnung kontinuierlich, da sich die Steifigkeit der Membran erhöht und damit die Sensitivität sinkt. Für die Drucksensoranordnung ist nach anfänglichem Absinken ein Anstieg des Kapazitätswerts zu sehen. Es ist zu vermuten, dass dies im Beulverhalten der Membran begründet ist: Die Mitte der Membran erfährt eine Bewegung nach oben, der der Gegenelektrode nähere Randbereich verringert seinen Abstand durch die ansteigende Zugbelastung, was in Summe ein Ansteigen des Kapazitätswerts bedeutet. Es ist zu erkennen, dass eine Reduzierung der Oberflächendehnung einen unmittelbaren Rückgang der Biegeabhängigkeit nach sich zieht. Die Eignung von rückseitigen Kompensationsgräben für diesen Zweck soll im folgenden Kapitel untersucht werden.

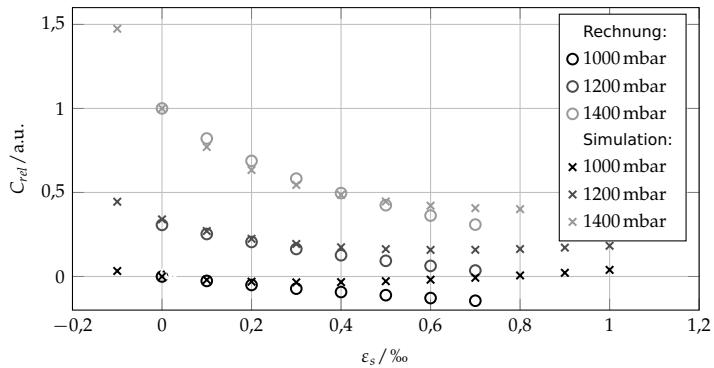


Abbildung 6.17: Biegeabhängigkeit des Kapazitätswerts für unsymmetrische Belastung bei 1000, 1200 und 1400 mbar, Vergleich Rechnung und Simulation

Gedünnte, unstrukturierte Siliziumtestmuster werden hergestellt, um eine mechanische Untersuchung in einer Vierpunkt-Biegeapparatur zu ermöglichen. Nach Ermittlung der besten Prozessierung werden mechanische und elektrische Messungen an dünnen mikromechanischen Drucksensoren durchgeführt. Eine Strukturierung der Drucksensoren soll dazu führen, dass die Empfindlichkeit des Sensorsignals gegenüber mechanischer Verspannung reduziert wird. Dazu werden verschiedene mögliche Modifikationen in Biege- und Druckversuchen miteinander verglichen. Hierbei soll die Stabilität des Aufbaus und die Biegeabhängigkeit des Drucksignals für unterschiedliche Strukturierungsmöglichkeiten analysiert und im Hinblick auf eine mögliche Integration des Sensors in einen flexiblen Katheter untersucht werden.

## 7.1 BIEGEVERSUCHE AN GEDÜNNTEM SILIZIUM

### 7.1.1 Dicing by Thinning

In diesem Abschnitt wird die Herstellung der unterschiedlich dicken Testmuster für die Vierpunktbiegung mit Hilfe des in Abbildung 7.1 dargestellten Dicing by Thinning-Verfahrens beschrieben. Die zu vermessenden Siliziumtestmuster und Drucksensoren werden zur einfacheren Bearbeitung in zusammenhängende Waferstücke der Größe  $30\text{ mm} \times 19,5\text{ mm}$  gesägt. Die Trennung in einzelne Messobjekte von  $790\text{ }\mu\text{m}$  Breite und  $19,5\text{ mm}$  Länge geschieht durch das Einsägen des Siliziums (Wafersäge ESEC 8002, *spindle speed* 27000, *cutting speed* 25) oder das Ätzen von Trenngräben (Plasmaätzanlage Tegal 901, 50 sccm  $\text{SF}_6$ , 10 sccm  $\text{O}_2$ , 50 W, 200 mTorr) auf gewünschte Zieldicke von 10, 20, 40 und  $60\text{ }\mu\text{m}$  (Abbildung 7.1 (a)). Vor dem Ätzen ist das Aufbringen einer Fotolackschicht (AZ6260) vonnöten, in die in einem Lithografieschritt der Verlauf der Trenngräben eingebracht wird. Das Sägen benötigt keine zusätzliche Vorbehandlung. Die Auswirkungen der Bearbeitungsmethode auf das Biege- und Bruchverhalten wird in Kapitel 7.1 untersucht.

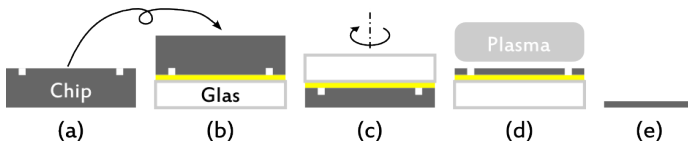


Abbildung 7.1: Dicing by Thinning-Verfahren: (a) Strukturierung der Chipoberseite, (b) Aufkleben auf Glaswafer, (c) Lappen, (d) Plasmaätzen bis Grabenöffnung und (e) Ablösen der dünnen Einzelchips

Zur besseren Handhabung werden mehrere vorstrukturierte Siliziumstücke unter Temperatur, Kraftereinwirkung und Vakuum mittels Quarzwachs (oCON-200, Temperatur 120°C) auf einen Glasträger aufgeklebt (Abbildung 7.1 (b)). Zum Erreichen der gewünschten Chipdicke werden die Siliziumstücke zunächst (Abbildung 7.1 (c)) mit Aluminiumoxidsuspension in zwei Schritten bis auf 10 µm vor Zieldicke geläppt (Läppmaschine Logitech LP 50, mit 6 µm min<sup>-1</sup> bis auf 30 µm vor Zieldicke mit Partikelgröße 15 µm @ 70 rpm, dann mit 1,5 µm min<sup>-1</sup> mit Partikelgröße 9 µm @ 50 rpm) und danach zur Reduzierung von Kristallschäden ganzflächig in der Plasmaätzenanlage gedünnt, bis sich die vorher definierten Trenngräben öffnen (Abbildung 7.1 (d)). Nach Bedarf erfolgt ein Polieren des Siliziumwafers auf der Läppmaschine mit kolloidaler Lösung und Poliertuch. Die gedünnten Testobjekte werden durch Eintauchen des Glasträgers in warmes Iso-opropanol vereinzelt (Abbildung 7.1 (e)).

### 7.1.2 Vierpunkt-Biegemessstand

Zur Ermittlung der mechanischen Parameter sowie der Bruchfestigkeit der Siliziumstreifen bei unterschiedlicher Behandlung wird eine Vierpunkt-Biegemessung durchgeführt. Die Messapparatur besteht aus zwei gegenüberliegenden Aluminiumbalkenpaaren, zwischen deren mittlerem das zu verformende Element auf einen konstanten Radius  $\rho$  verbogen werden kann. Die Abmessungen der Anordnung sind in Abbildung 7.2 dargestellt, wobei gilt  $L_1 = L_3 = L_2/2$ . Gemessen wird dabei der Verfahrweg  $s$  der beiden mittleren Auflager sowie die auf das Element wirkende Kraft  $F$ , mit denen ein Kraft/Weg-Diagramm für Elemente unterschiedlicher Materialien dargestellt werden kann. Dies ist insbesondere für die Ermittlung verschiedener mechanischer Parameter eines Werkstoffs interessant. Zusätzlich ist die Dehnung zwischen den mittleren Auflagern in erster Näherung konstant, was Messfehler aufgrund von Positionierungenauigkeiten ausschließen oder minimieren kann. Die beiden oberen Aluminiumbalken werden mit Hilfe eines Schrittmotors in 10 µm-Schritten in Richtung des Testchips verfahren, der auf zwei weiteren Balken liegt. Diese lagern auf einer Präzisionswaage, die die durch den verformten Testchip auf die Balken übertragene Kraft misst. Ein LabView-Programm auf einem Steuerrechner überwacht Schrittmotor und Waage.

Unter der Belastung erfährt nicht nur das Testobjekt eine Verformung; auch die beiden Auflagebalken auf der Waage bewegen sich um eine geringe Distanz nach unten. Zur Ermittlung des Kraft/Weg-Verhaltens der Vierpunktbiegeapparatur wird eine Messung mit einem starren Testobjekt durchgeführt. Wie in Abbildung 7.3 zu sehen, ist aufgrund der hohen Federkonstante der Waage für die zu erwartenden Kräfte nur eine kleine Verschiebung der Auflagefläche zu erkennen. Der lineare Zusammenhang zwischen Kraft  $F$  und Weg  $s_{Waage}$  kann für die gegebene Messapparatur ermittelt werden zu

$$s_{Waage} = 0,137 \frac{\text{mm}}{\text{N}} \cdot F \quad (7.1)$$



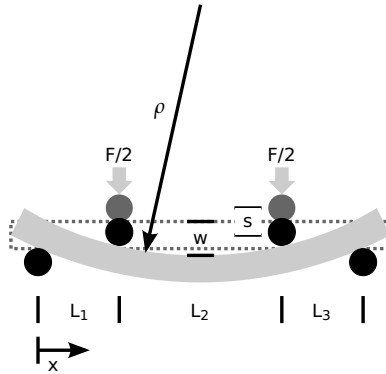


Abbildung 7.2: Darstellung des Vierpunktbiegeversuchs

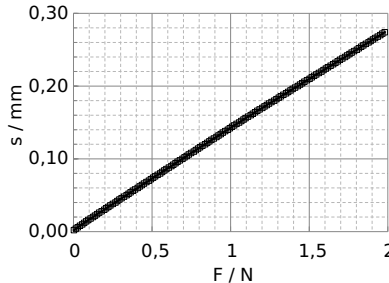


Abbildung 7.3: Kraft/Weg-Verhalten der Vierpunktbiegeapparatur

### 7.1.3 Bruchfestigkeitsuntersuchungen

Zunächst werden die Bruchspannungen der gedünnten Siliziumstreifen in Abhängigkeit der Dicke und Strukturierungsart gegenübergestellt: Eingesägte und von der Rückseite geläppte und polierte Strukturen mit  $46\ \mu\text{m}$  Dicke werden mit geätzten und von der Rückseite geläpften und plasmageätzten Strukturen mit  $40$  und  $80\ \mu\text{m}$  Dicke verglichen. Nach DIN EN 843-1 kann die maximale Bruchspannung zu

$$\sigma_{\text{bruch}} = \frac{3F_{\text{max}}\beta}{bh^2} \quad (7.2)$$

berechnet werden, wobei  $F_{\text{max}}$  die zum Bruch führende Kraft ist und  $\beta$  die Hälfte der Differenz der Abstände der beiden Balkenpaare. Zur Auswertung wird die Bruchwahrscheinlichkeit über dem Logarithmus der Bruchspannung mit Hilfe der Weibull-Verteilung aufgetragen. Im Schnittpunkt der jeweiligen Ausgleichsgerade mit der x-Achse ist der Wert der mittleren Bruchspannung abzulesen. In Abbildung 7.4 sind Messergebnisse für Siliziumstreifen unterschiedlicher Dicke dargestellt, wobei jeweils die Extremwerte nicht berücksichtigt sind. Die Bruchspannung der von der Oberseite eingesägten  $46\ \mu\text{m}$  dicken Testmuster ist mit ei-

nem Mittelwert von 390 MPa am größten. Eine niedrigere Bruchspannung ergibt sich für die Strukturen mit 80  $\mu\text{m}$  ( $\sigma_{80} = 210 \text{ MPa}$ ) und 40  $\mu\text{m}$  ( $\sigma_{40} = 290 \text{ MPa}$ ) Dicke, obwohl die Trenngräben vor dem Dicing by Thinning-Prozess geätzt wurden. Bei Untersuchung der Rückseite fällt auf, dass das Rückseitenätzen eine wesentlich höhere Rauheit hervorruft als das Polieren ( $R_a = 1,7 \mu\text{m}$  gegenüber  $12,5 \text{ \AA}$ ). Untersuchungen [94] zeigen in Übereinstimmung zu den vorliegenden Messergebnissen, dass die Bearbeitung der Rückseite einen höheren Einfluss auf die Bruchfestigkeit hat als die Wahl der Strukturierungsmethode. Für die im weiteren Verlauf durchgeführten Untersuchungen ist also das Einbringen von Trenngräben über eine Wafersäge als ausreichend anzusehen.

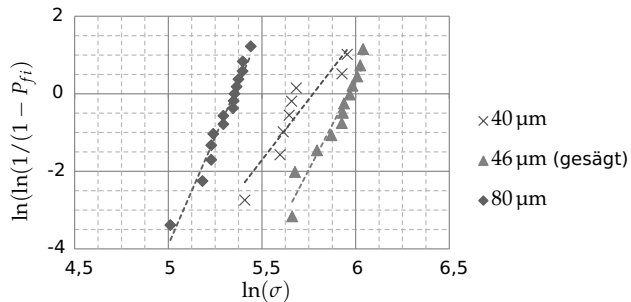


Abbildung 7.4: Weibull-Verteilung in Abhängigkeit der Siliziumdicke

Der Wert der mit den gewählten Methoden erreichten Bruchspannung ist wesentlich niedriger als Literaturwerte von 1,5 GPa für trocken geätztes Silizium und etwas niedriger als 600 bis 800 MPa für Silizium mit reduzierter Bruchspannung nach mechanischer Bearbeitung [93]. Nass- oder Trockenätzprozesse im Anschluss an das Abtragen durch Schleifen sowie abschließende Polierprozesse sind bei der Ermittlung des letzten Werts berücksichtigt, wurden aber im Fall der vorliegenden Arbeit ausgelassen. Diese Prozesse reduzieren Mikrorisse im Material und können den Wert der Bruchspannung weiter erhöhen.

## 7.2 BIEGEVERSUCHE AN FLEXIBLEN DRUCKSENSOREN

### 7.2.1 Elektrische Kontaktierung flexibler Strukturen

Für die Untersuchung der Drucksensoren werden funktionsfähige Chips mit dem in Kapitel 7.1.1 vorgestellten Dicing by Thinning-Verfahren auf unterschiedliche Dicken geläppt und anschließend poliert und über ein flexibles Polyimidkabel an ein Lesegerät angeschlossen. Das Schema und eine mikroskopische Aufnahme der Anbindung des Kabels ist in Abbildung 7.5 dargestellt. Es beinhaltet acht Verbindungsflächen sowie fünf Anschlüsse für das Anlöten einer Steckerleiste. Zur Verbindung des Kabels mit dem Testchip kommt ein Flip-Chip-Prozess mit anisotropem Leitklebstoff zum Einsatz, siehe Kapitel 4.2.4. Die gedünnten Sensoren

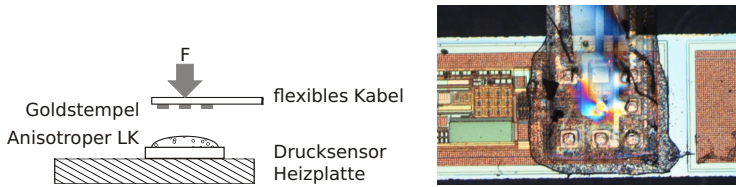


Abbildung 7.5: Schema und Foto der Anbindung flexibler Strukturen an ein dünnes Polyimidkabel mit Hilfe von anisotropem Leitklebstoff

liegen dabei auf einer Heizplatte, wobei die Anschlussregion mit einer Schicht Leitklebstoff bedeckt ist. Das Polyimidkabel wird vom Heizarm des Flip-Chip-Bonders aufgenommen, senkrecht zum Drucksensor justiert und unter Aufbringung von Temperatur ( $60\text{ s @ }160\text{ }^\circ\text{C}$ ) und Kraft ( $8\text{ N}$ ) mit diesem verbunden. So wird die Vermessung der flexiblen Struktur nicht durch ein Verbindungskabel gestört. Zusätzliche Vorteile dieser Verbindungsmethode sind die niedrige mechanische Belastung des gedünnten Siliziums und der einfache Klebprozess. Da es sich um einen anisotropen Leitklebstoff handelt, ist es nicht nötig, jede der nahe beieinander liegenden Kontaktflächen separat mit Klebstoff zu benetzen.

Das Kabel wird auf einem Silizium-Trägerwafer mit einer Aluminium-Opferschicht hergestellt. Es besteht aus einer Polyimid-Gold-Polyimid-Schichtabfolge sowie zur Kontaktierung notwendigen Goldstempeln. Das Polyimid (PI-2611, HD MicroSystems) wird im flüssigen Zustand aufgeschleudert, die Goldleiterbahnen dazwischen werden in einem Galvanikprozess aufgebracht und strukturiert. Da die Verbindungsflächen auf den Siliziumstrukturen aufgrund einer Schutzschicht aus Siliziumnitrid tiefer liegen als die umgebenden Strukturen und die Füllstoffpartikel des anisotropen Leitklebstoffs mit einem Durchmesser von ca.  $1\text{ bis }2\text{ }\mu\text{m}$  kleiner sind als die so entstandene Stufe, werden in einem abschließenden Galvanikschritt Goldstempel erzeugt, die einen ausreichend hohen Druck auf die Kontaktflächen aufbringen. Im Anschluss werden die Polyimidstrukturen in einem Ätzschritt vom Trägerwafer abgelöst.

### 7.2.2 Statischer Biegemessstand

Die Untersuchung der gedünnten Sensoren erfolgt in einem statischen Biegemessstand, während der flexible Drucksensor an einer Oberfläche mit definiertem Krümmungsradius anliegt und dadurch konvex oder konkav gebogen ist. Daraus lassen sich der Einfluss von Zug- und Druckspannung auf die kapazitiven Druckmessmembranen untersuchen und Aussagen über die Sensitivität eines flexiblen und gebogenen Sensors treffen. In Abbildung 7.6 ist das Schema des Messstands für einen gebogenen Drucksensor (a) zu sehen, dessen drucksensitiver Bereich (b) nach oben zeigt. Der Sensor wird über einen Messingblock (c) gebogen und in einer Druckkammer (d) positioniert, die über einen Einlass (e) von einem Druckregler mit Druck beaufschlagt werden kann. Der Sensor ist über ein flexibles Mikrokabel (f) mit einem Lesegerät (g) verbunden. Die Steuerung des gesamten

Messplatzes erfolgt über eine im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelte LabView-Oberfläche.

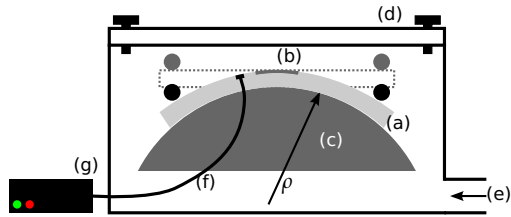


Abbildung 7.6: Aufbau des statischen Biegemessstands: (a) gebogener Drucksensor, (b) drucksensitive Fläche, (c) Messingblock, (d) Druckkammer, (e) Druckregler, (f) flexibles Kabel, (g) Lesegerät

### 7.2.3 Normierung der Ergebnisse

Da die Messdaten der mikromechanischen Drucksensoren in einheitenlosen Daten vorliegen, die in vor der Messung wählbarem Offset und Verstärkung variabel sind, muss ein Verfahren gewählt werden, um über eine Normierung der Ergebnisse die Vergleichbarkeit zwischen Simulation und Messung zu gewährleisten. Mehrere Darstellungen derselben typischen Drucksensorkennlinie von 1000 bis 1400 mbar mit unterschiedlichen Parametern sind in Abbildung 7.7 (a) dargestellt. Vor Durchführung der Biegemessung wird die optimale Offset-/Verstärkungskombination für jeden einzelnen Sensor ermittelt, um eine Auswertung in der Mitte des Messbereichs zu garantieren. Die Normierung erfolgt für jeden Sensor mit Hilfe der Grundkennlinie (Zählwertbereich  $\Delta Z_p$  für den ungebogenen Aufbau zwischen 1000 und 1400 mbar) und dem Bezugswert  $Z_{p0}$  bei 1000 mbar: Für alle darauf folgenden Messungen unter Biegung wird die relative Abweichung von der Grundkennlinie über die Beziehung

$$C_{rel}(p) = \frac{Z_p(p) - Z_{p0}}{\Delta Z_p} = \frac{Z_p(p) - Z_p(1000 \text{ mbar})}{Z_p(1400 \text{ mbar}) - Z_p(1000 \text{ mbar})} \quad (7.3)$$

ermittelt. Das Ergebnis der Normierung ist in Abbildung 7.7 (b) zu sehen. Es zeigt, dass ein Vergleich von Kennlinien unterschiedlicher Verstärkung und Offsetparameter möglich ist und für alle folgenden Messungen durchgeführt werden kann.

### 7.2.4 Einfluss der Rückseitenqualität

Nach den in Kapitel 6 gewonnenen Erkenntnissen über den Zusammenhang zwischen Substratdehnung und relativer Kapazitätswertsänderung, der auch im Bezug auf ungebogene Drucksensoren von Bedeutung sein kann, werden zunächst die Grundkennlinien der im folgenden Kapitel vermessenen Sensoren untersucht.

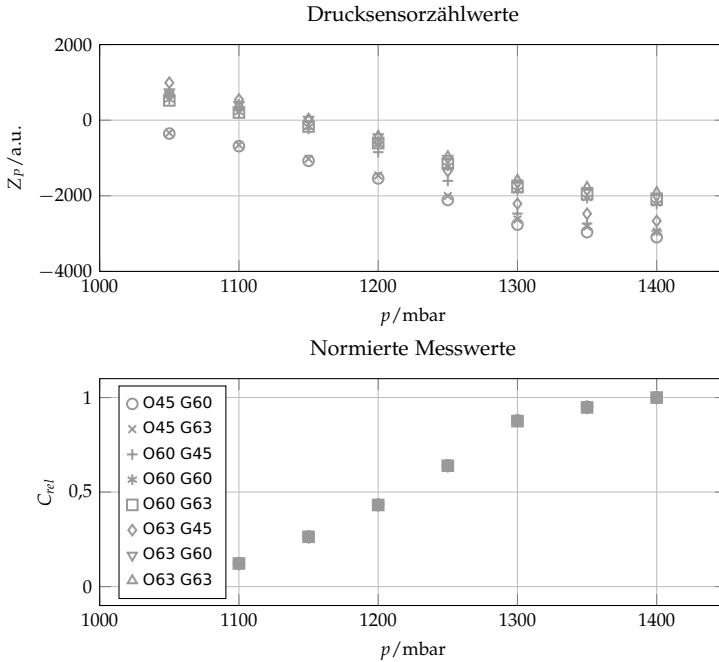


Abbildung 7.7: Darstellung derselben Drucksensorkennlinie von 1050 bis 1400 mbar mit unterschiedlichen Offset- und Verstärkungswerten vor und nach Normierung

In Abbildung 7.8 sind die Druckkurven der ungebogenen Drucksensoren gegenübergestellt. Die Legende benennt dabei alle Grundkennlinien der jeweils gleichen Sensordicke (30, 45 und 60  $\mu\text{m}$ ), die mit je demselben Symbol versehen sind. Hier erfolgt die Umrechnung auf Vergleichswerte nur über Kompensation von Gain- und Offsetwerten des jeweiligen Sensors mit Hilfe der Konstante  $k_{OG}$  und unter Bezug auf den jeweiligen  $Z_p$ -Wert bei 1000 mbar. Dabei zeigt sich, dass die Steigungen der Grundkennlinien für Proben  $d_{30}$  stark voneinander abweichen. Proben  $d_{45}$  haben eine geringere Streubreite, Proben  $d_{60}$  liegen gut übereinstimmend aufeinander. Bei Vergleich der Rückseiten der gedünnten Sensoren lässt sich erkennen, dass die Qualität der Rückseitenbearbeitung auch innerhalb eines Herstellungsprozesses schwankt. Abbildung 7.9a zeigt die wünschenswert gute optische Qualität einer geläpten und polierten Drucksensorrückseite für einen Sensor der Dicke  $d_{DS} = 30 \mu\text{m}$ ; in Abbildung 7.9b sind anhand der schwarzen Flecken Orte von Kristallschädigungen zu erkennen, an denen die Prozesszeit dieser Bearbeitung nicht ausreichend war.

Es ist zu vermuten, dass sich anhand dieser Kristallschäden Vorspannungen im Material ergeben, die mit abnehmender Dicke einen erhöhten Einfluss auf die Oberseite des Sensors und damit auf die drucksensitiven Membranen haben. Da-

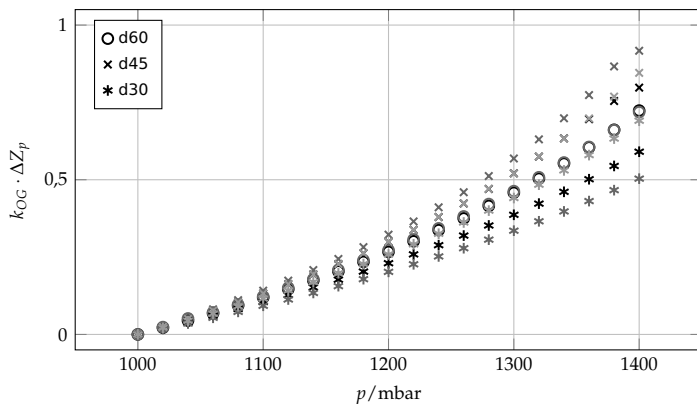
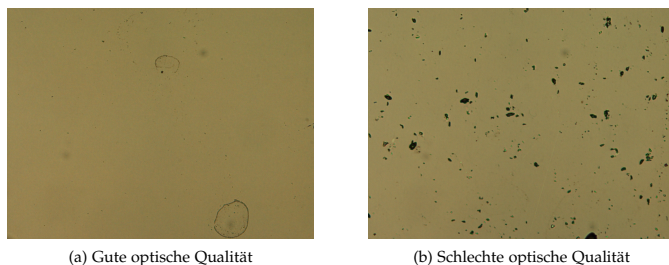


Abbildung 7.8: Nicht normierte Grundkennlinien gedünnter Drucksensoren (Dicke  $d_{DS} = 30, 45$  und  $60 \mu\text{m}$ )



(a) Gute optische Qualität

(b) Schlechte optische Qualität

Abbildung 7.9: Unterschiedliche Rückseitenqualität für gleiche Probengruppe

durch zeigen sich Schwankungen in den Prozessparametern vor allem bei Drucksensoren mit geringerer Dicke. Ähnliche Effekte werden im weiteren Verlauf diskutiert.

### 7.2.5 Messergebnisse

Nach Beschreibung der Druck-/Kapazitätskennlinien für den Bereich zwischen 1000 und 1400 mbar erfolgt für die folgenden Kapitel zur besseren Vergleichbarkeit die Umrechnung der  $Z_p$ -Werte in eine relative Kapazität. Jede Kennlinie wird mit dem in Kapitel 7.2.3 beschriebenen Normierungsverfahren auf ein Intervall zwischen 0 und 1 und den  $Z_{p0}$ -Wert bei 1000 mbar angepasst. Abbildung 7.10 zeigt die gemittelte Grundkennlinie aller vermessenen Sensoren. Unterschiede in der Steigung werden durch die Darstellung der Minimal- und Maximalwerte in den Fehlerbalken repräsentiert. Die im Vergleich dazu aufgetragene Kennlinie einer entsprechend Kapitel 6.3 simulierten Drucksensormembran weist eine

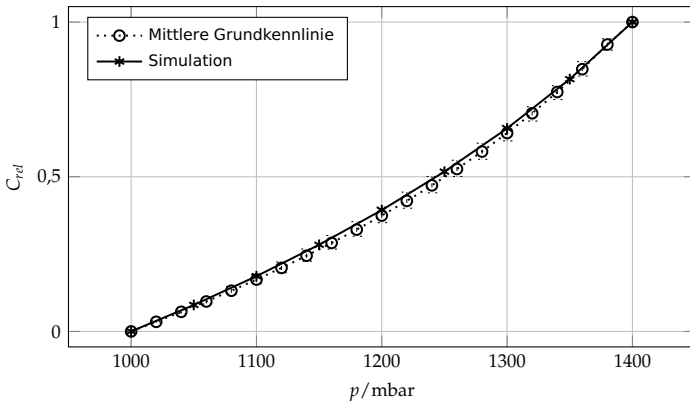


Abbildung 7.10: Vergleich der relativen Kapazität für ungebogene Drucksensoren

hohe Übereinstimmung auf. Für die im Folgenden durchgeführten Biegemessungen dient die gemittelte Grundkennlinie zwischen 1000 und 1400 mbar als Vergleichskennlinie: Abweichungen im Druck/Kapazitätzusammenhang aufgrund der Dehnung oder Stauchung der drucksensitiven Membranen werden in Bezug auf die gemittelte Grundkennlinie dargestellt.

Um den Einfluss der Flexibilisierung und Dehnung auf die auf den Sensorchip integrierte Auswerteschaltung zu untersuchen, wird für einen exemplarisch ausgewählten gedünnten Sensor der Bereich der drucksensitiven Membranen auf einem Träger immobilisiert und der verbleibende Schaltungsteil mit unterschiedlichen Biegeradien beaufschlagt. Es kann keine Veränderung des Ausgangssignals festgestellt werden, weshalb auf eine Biegekompensation des Schaltungsteils während der folgenden Messungen verzichtet werden kann.

Drucksensoren der Dicke  $d_{DS} = 30, 45$  und  $60 \mu\text{m}$  werden im oben beschriebenen statischen Biegemessstand auf einen Biegeradius von  $\rho = -70 \text{ mm}$  gebogen und während der Biegung mit einem Druck von 1000 bis 1400 mbar beaufschlagt. Durch den negativen Biegeradius erfahren die konkav gebogenen drucksensitiven Membranen eine Stauchung, die sich wie in Kapitel 6.3 beschrieben auf eine verstärkte Verformung der Membran in Richtung der Gegenelektrode auswirkt. Die in Abbildung 7.11 dargestellten Kennlinien der relativen Kapazität gegenüber dem Umgebungsdruck verschieben sich dabei im Vergleich zur Grundkennlinie in positive Richtung. Zur besseren Übersicht sind alle untersuchten Proben derselben Dicke in einer Mittelwertlinie mit Fehlerbalken der Minimal- und Maximalwerte zusammengefasst. Deutlich ist zu erkennen, dass dünnere Sensoren eine geringere Verschiebung der Kennlinie aufweisen. Dies lässt sich über den simulativ untersuchten Zusammenhang  $\varepsilon_s = z/\rho$  (Formel 6.1) für den Betrag der größten Stauchung oder Dehnung an der Oberfläche eines Biegebalkens in Abhängigkeit des Biegeradius  $\rho$  erklären. Ebenso zeigt sich durch das Abknicken der Kennlinie oberhalb von 1360 mbar (d30), 1220 mbar (d45) bzw. 1200 mbar (d60), dass die Membran ab diesem Zeitpunkt an der Gegenelektrode zum Aufliegen kommt. Dieser Zusammenhang wurde für den rotationssymmetrischen Fall bereits in Ka-

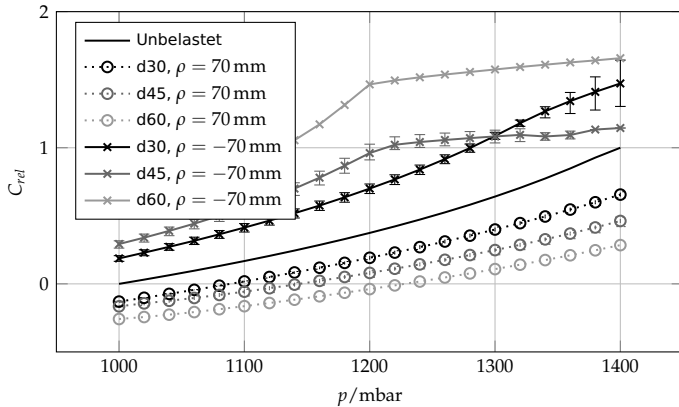


Abbildung 7.11: Vergleich der relativen Kapazität für gebogene Drucksensoren bei einem Biegeradius von  $\pm 70$  mm

pitel 6.3 untersucht: Membranen mit einer höheren intrinsischen Druckspannung beginnen schon bei niedrigerem Umgebungsdruck aufzuliegen. Wie in Abbildung 7.11 zu sehen, gilt dies auch für rotationssymmetrische Membranen mit unsymmetrischer externer Belastung, die eine Druckspannung innerhalb der Membran verursacht. Für Werte oberhalb des Auflagepunkts steigt die Abweichung der Extremwerte von der Mittelwertlinie, da die untersuchten Drucksensormembranen bei unterschiedlichen Drücken an der Gegenelektrode anliegen. Die hohe Streuung lässt sich auf unterschiedliche Auflagepunkte aufgrund von prozessbedingten Schwankungen zurückführen. Dazu gehören über den Wafer verteilte Inhomogenitäten in der Membrandicke und der variierende Entfernungsgrad der Siliziumoxid-Opferschicht bei Herstellung des Drucksensors sowie Unterschiede in der tatsächlichen Dicke der gedünnten Sensoren und dem Grad der in Kapitel 7.2.4 beschriebenen Rückseitenbeschädigung nach dem Dicing by Thinning Prozess.

Wird der flexible Drucksensor konvex auf einen positiven Radius von  $\rho = 70$  mm gebogen, weisen die Drucksensormembranen während der Messung nach oben und werden durch die sich ergebende Zugspannung gedehnt. Dies zieht eine Versteifung bzw. eine Bewegung der Membran nach oben nach sich, die in einen niedrigeren gemessenen Drucksensorwert resultiert. Für dickere Sensoren ist dieser Effekt, wie für den negativen Biegeradius beschrieben, größer, wobei die Änderung für eine betragsmäßig gleiche Zugspannung geringer ist. Dieses Verhalten stimmt mit dem der in Kapitel 6.3 simulierten Drucksensormembranen überein und kann über eine veränderte Darstellungsweise verdeutlicht werden, die im Folgenden beschrieben ist.

Um die Dehnungsabhängigkeit flexibilisierter Drucksensoren darzustellen, wird die relative Kapazität bei konstantem Druck gegenüber dem inversen Biegeradius aufgetragen. Abbildung 7.12 zeigt dies für drei Druckwerte von 1000, 1200 und 1400 mbar. Dabei sind jeweils Proben einer theoretischen Dicke von  $d_{DS} = 30$ ,



45 und 60  $\mu\text{m}$  aufgeführt, wobei  $d_{60}$  einen einzelnen Sensor und  $d_{45}$  sowie  $d_{30}$  die Mittelwerte von Proben gleicher Dicke mit den Minimal- und Maximalwerten als Fehlerbalken darstellen. Die rote gestrichelte Linie deutet jeweils das Verhalten eines hypothetischen optimal kompensierten flexiblen Sensors an, der keine Änderung des Messwerts in Abhängigkeit der Biegebeanspruchung zeigt.

Negative Biegeradien, die links vom Ursprung aufgetragen sind, bedeuten eine konkave Biegung des Sensors und damit eine Stauchung der Drucksensormembran. Für einen Umgebungsdruck von 1000 mbar zeigt sich die oben beschriebene stärkere Abhängigkeit dickerer Sensoren vom Biegeradius. Diese ist bei einem Wert von  $p = 1200$  mbar vom Effekt des Aufliegens der Membran überlagert: Bei Proben  $d_{45}$  und  $d_{60}$  liegt ab einem Biegeradius von unter 80 mm ( $1/\rho < -0,125 \text{ mm}^{-1}$ ) die drucksensitive Membran an der Gegenelektrode an, weshalb sich die Biegeabhängigkeit nur noch linear ändert. Proben  $d_{30}$  zeigen noch kein Aufliegen, weshalb sich diese Kennlinie mit  $d_{45}$  schneidet. Bei einem Umgebungsdruck von 1400 mbar liegen die Membranen von Proben  $d_{45}$  und  $d_{60}$  schon für hohe negative Biegeradien auf; für Probe  $d_{30}$  beginnt das Aufliegen erst unterhalb  $1/\rho = -0,125 \text{ mm}^{-1}$ . Der bei der Diskussion von Abbildung 7.11 erwähnte Effekt der starken prozessbedingten Streuung ist nicht nur für die druckabhängige, sondern auch die biegeabhängige Darstellung zu sehen.

Für positive Biegeradien wird die Drucksensormembran gedehnt, wobei im vorliegenden Fall Biegeradien von bis zu 10 mm erzielt werden. Dabei lassen sich dieselben Erkenntnisse ableiten wie für die konkave Biegung. Wie bereits in Kapitel 6.3 diskutiert, wirkt sich aber die Dehnung der drucksensitiven Membran aufgrund der  $1/d$ -Abhängigkeit des Kapazitätswerts vom Plattenabstand geringer auf die Biegeabhängigkeit aus. Für sehr kleine Biegeradien, also hohe  $1/\rho$ -Werte, nähert sich der Wert der relativen Kapazität nach der Finite-Elemente-Simulation einer realen Drucksensormembran einem Minimalwert an, bevor er wieder in die entgegengesetzte Richtung steigt. Aufgrund der hohen mechanischen Spannungen brechen die vermessenen Sensoren, bevor dieser Wert bei Anwendung des statischen Biegemessstands erreicht ist. Für Proben  $d_{30}$  ist das Verhalten bei einem Druck von 1000 mbar in den Extremwerten zu erahnen. Allerdings lässt die große Streuung für hohe  $1/\rho$ -Werte, die aus der ungenügenden Positionierbarkeit der flexiblen Strukturen bei kleinen Biegeradien im Messstand resultiert, keine abschließende Bestätigung dieser Vermutung zu.

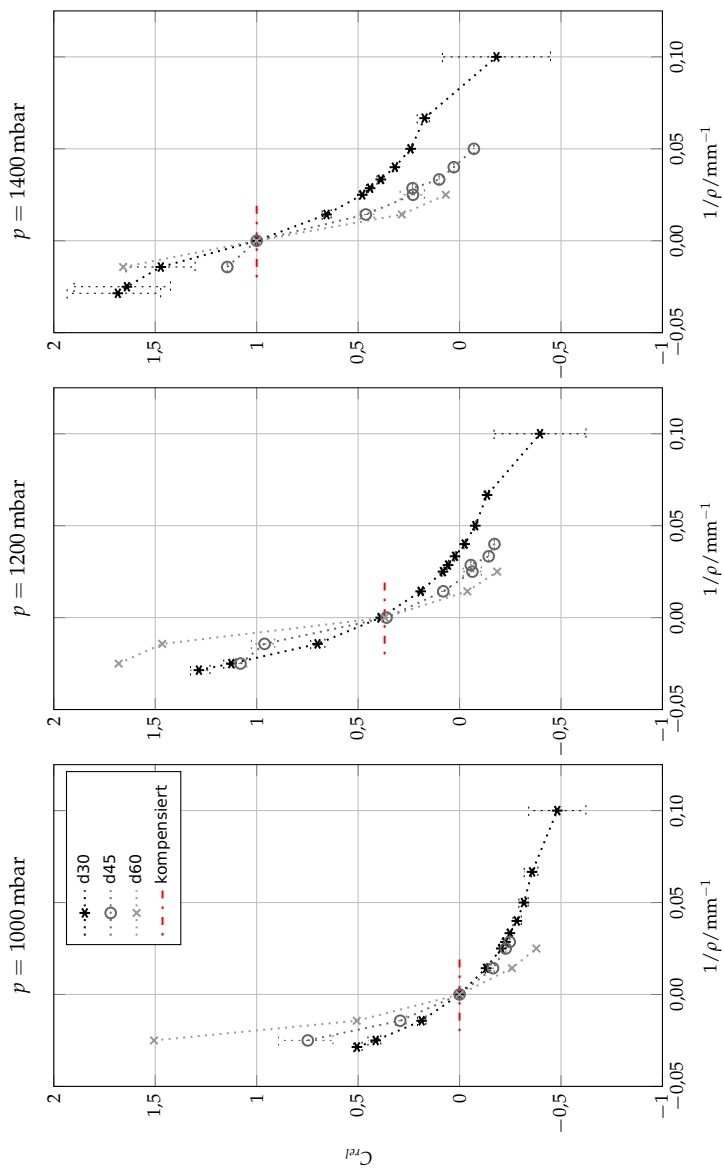


Abbildung 7.12: Vergleich der relativen Kapazität in Abhängigkeit des Biegeradius bei einem Umgebungsdruck von 1000, 1200 und 1400 mbar

## 7.3 BIEGEVERSUCHE AN RÜCKSEITENSTRUKTURIERTEN DRUCKSENSOREN

Die nun folgende Parameterstudie wird zur Überprüfung des in Kapitel 6.2 dargestellten mechanischen Simulationsmodells zur Entwicklung geeigneter Kompensationsstrukturen für flexibilisierte Drucksensoren durchgeführt. Rückseitige Gräben mit variabler Tiefe und Breite werden, wie in Abbildung 7.13 gezeigt, für Sensoren unterschiedlicher Dicke zwischen die drucksensitiven kapazitiven Membranen positioniert und in Anpassung auf das bereits existierende Drucksensordesign optimiert. Dabei variieren die Dicke des Drucksensors  $d_{DS}$ , die Grabenbreite  $b_G$  sowie die Restdicke des Sensors unter den Gräben  $rd_G$ .

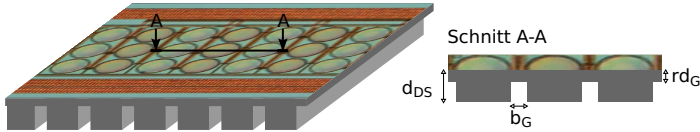


Abbildung 7.13: Parameter für die Rückseitenstrukturierung (Dicke des Drucksensors  $d_{DS}$ , Grabenbreite  $b_G$ , Restdicke des Sensors unter den Gräben  $rd_G$ )

## 7.3.1 Rückseitenstrukturierung

Die mit dem in Kapitel 7.1.1 beschriebenen Prozess gedünnten und vereinzelt Drucksensoren werden zum Zweck der Rückseitenstrukturierung auf einen Glaswafer aufgeklebt, nachdem sie für 15 min bei 120 °C mit Haftvermittler beschichtet wurden. Als Klebeschicht während des Strukturierungsprozesses wird zunächst eine dünne Acrylschicht (HumiSeal 1B31, CHASE Electronic Coatings) auf den Trägerwafer aufgeschleudert und in einem Heizschritt (120 °C für 45 min) getrocknet. Die zu strukturierenden Sensoren werden mit der Rückseite nach oben in einer speichenförmigen Anordnung auf dem Trägerwafer positioniert, damit eine Rückseitenjustage auf den drucksensitiven Bereich durch das Glas hindurch möglich ist. Ein weiterer Heizschritt bei 120 °C unter Vakuum verklebt die zusätzlich mit einem Gewicht beschwerten Sensoren mit dem Trägerwafer. Sorgfältig durchgeführte Heiz- und Vakuumschritte sind notwendig, um eine blasenfreie Verklebung der Sensoren mit dem Wafer zu gewährleisten. Nach dem Klebeprozess und einem Vorheizschritt (20 min bei 70 °C) werden Sensoren und Trägerwafer in einem Standardprozess mit einer ca. 20 µm dicken Schicht Fotolack (AZ9260, siehe Kapitel 4.1.1) beschichtet, nach 20 min innerhalb von 6 h auf eine Temperatur von 90 °C geheizt und dort 30 min gehalten. Höhere Temperaturen würden Blasenbildung begünstigen, die zu einer Beschädigung der Lackschicht führt. Die Belichtung der Rückseite erfolgt mit einer Dosis von 920 mJ cm<sup>-2</sup>. Ein Entwicklungsschritt für 20 min mit Entwickler (AZ400K, 1:4 mit Wasser verdünnt) entfernt die belichteten Bereiche.

Die rückseitigen Gräben werden in der Plasmaätzenanlage Tegal 901 in SF<sub>6</sub>-Plasma geätzt (50 sccm SF<sub>6</sub>, 5 sccm O<sub>2</sub>, 50 W, 200 mTorr), wobei die Tiefe über die Ätzdauer bestimmt wird. In Abbildung 7.14 sind geätzte Gräben zu unterschiedlichen Zeitpunkten des Herstellungsprozesses zu sehen. Abbildung 7.14 a zeigt

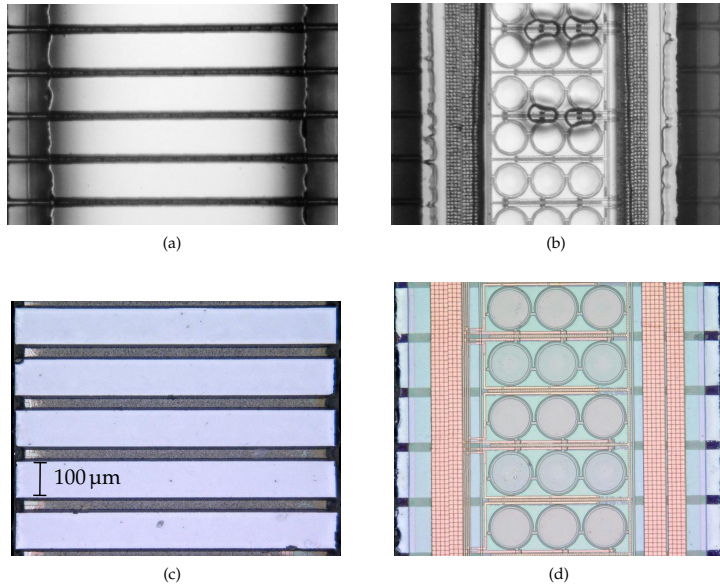


Abbildung 7.14: Geätzte Drucksensoren mit (a,b) und ohne (c,d) Lackmaske, Sicht von der Rück- (a,c) und Vorderseite (b,d)

die entwickelte Lackmaske mit  $10\ \mu\text{m}$  breiten geätzten Gräben auf der Rückseite der Sensoren. Es sind die sehr gute Strukturtreue der abgebildeten Maske sowie die vollständige Entwicklung und Ätzung der belichteten Bereiche zu erkennen. Abbildung b zeigt denselben Sensor von der Vorderseite durch den Glaswafer hindurch. Die erfolgreiche Justage der Grabenstrukturen zwischen die mikromechanischen Druckdosen kann anhand der rechts im Bild sichtbaren Linien im Lack nachvollzogen werden. Die vier zwischen den drucksensitiven Membranen befindlichen Bläschen ergeben sich während des oben beschriebenen Klebprozesses auf den Trägerwafer. Sie haben keine Auswirkungen auf das Ergebnis, solange sie vollständig unter dem Sensor verborgen und nicht zur Rückseite geöffnet sind. Ansonsten könnten die reaktiven Ionen des Ätzprozesses die Strukturen der Sensoroberseite angreifen.

Nach der Strukturierung werden die Drucksensoren in Aceton abgelöst und gereinigt. In Abbildung 7.14 c ist die Rückseite eines strukturierten Sensors mit einer Grabenbreite  $b_G$  von  $20\ \mu\text{m}$  abgebildet. Gut zu erkennen sind die scharfen Kanten sowie der Boden der Grabenstruktur. Derselbe Sensor ist in Abbildung d dargestellt. Durch eine zu lange Ätzzeit sind die Kompensationsgräben dieser nicht für die Messung herangezogenen Probe fast bis auf die Vorderseite durchgeätzt. Die waagerechte Position der Grabenstruktur kann durch die hellgraue Schattierung zwischen den drucksensitiven Membranen nachvollzogen werden. Es zeigt sich, dass die Justage bei dieser Grabenbreite eine hohe Genauigkeit erfordert.

In diesem Fall ist die Winkeltreue zufriedenstellend, allerdings kann ein leichter Versatz der Gräben in vertikale Richtung festgestellt werden. Die Auswirkungen dieser Ungenauigkeiten werden weiter unten diskutiert.

### 7.3.2 Probenbeschreibung

Die im Folgenden untersuchten flexibilisierten Drucksensoren werden mit Grabenstrukturen unterschiedlicher Breite und Tiefe versehen. Eine Übersicht der gewünschten Strukturierung der weiter unten vermessenen Sensoren nach den in Abbildung 7.13 angegebenen Parametern ist in Tabelle 7.1 aufgeführt, ebenso wie die zum Vergleich herangezogenen unstrukturierten Sensoren mit einer Grabenbreite von 0  $\mu\text{m}$ . Wie auch schon bei deren Untersuchung werden im Folgenden die Mittelwerte der Proben gebildet und mit ihren Minimal- und Maximalwerten als Fehlerbalken aufgeführt. Die Nomenklatur der Proben beinhaltet Dicke  $d$ , Grabenbreite  $b$  und Restdicke  $rd$  über die Kennzeichnung  $dxx\ byy\ rdzz$  sowie den jeweiligen Zahlenwert in  $\mu\text{m}$ . Zur besseren Übersicht werden die in Tabelle 7.1 genannten Indizes der Grabenparameter nicht mit angeführt.

Tabelle 7.1: Probenverteilung gedünnte und strukturierte Drucksensoren

Dicke $d_{DS}/\mu\text{m}$	60		45		30	
Grabenbreite $b_G/\mu\text{m}$	0	0	10	10	0	15
Restdicke $rd_G/\mu\text{m}$	-	-	25	30	-	10
Probenanzahl	2	4	1	3	3	3

Für die Verifizierung der zur Rückseitenstrukturierung verwendeten Prozesse werden Höhenprofile mit einem Digitalmikroskop (Keyence VHX5000) aufgenommen. Abbildung 7.15 zeigt exemplarisch drei Profile der rückseitigen Grabenstrukturierung. Zur Visualisierung der Drucksensordicke  $d_{DS}$  sowie der Restdicke unter dem Graben  $rd_G$  sind die theoretischen Vorderseiten der Drucksensoren durch zwei waagerechte Linien dargestellt. Die tatsächliche gemessene Dicke befindet sich in einem Bereich von  $(45,25 \pm 3,00) \mu\text{m}$  ( $d_{45}$ ) bzw.  $(32,3 \pm 2,0) \mu\text{m}$  ( $d_{30}$ ). Damit schwankt auch die Restdicke unter dem Graben innerhalb der angegebenen Toleranz.

Bei einer Drucksensordicke von  $d_{DS} = 45 \mu\text{m}$  erreicht man eine Restdicke von  $rd_G = 30 \mu\text{m}$  mit einer Grabentiefe von  $15 \mu\text{m}$ . Wie im Profilverlauf  $d_{45}\ b_{10}\ rd_{30}$  zu erkennen, wird dieser Wert bei den vorliegenden Untersuchungen erreicht. Die durch die Maske definierte Breite von  $b_G = 10 \mu\text{m}$  wird aufgrund von Unterätzung während des nicht vollständig anisotropen Plasmaätzprozesses mit einem Mittelwert von  $16,1 \mu\text{m}$  überschritten. Für die Probe  $d_{30}\ b_{10}\ rd_{10}$  ist dieselbe Maskenbreite  $b_G$ , aber eine um  $5 \mu\text{m}$  größere Grabentiefe definiert. Da der Grad der Unterätzung mit der Prozesszeit steigt, liegt der tatsächliche Wert von  $b_G$  mit einem Mittelwert von  $22,5 \mu\text{m}$  um mehr als  $5 \mu\text{m}$  darüber. Die für eine Restdicke  $rd_G = 10 \mu\text{m}$  erforderliche Grabentiefe von  $20 \mu\text{m}$  wird mit einem Mittelwert von  $17,2 \mu\text{m}$  aufgrund der im Prozess gewählten Ätzzeit unterschritten.

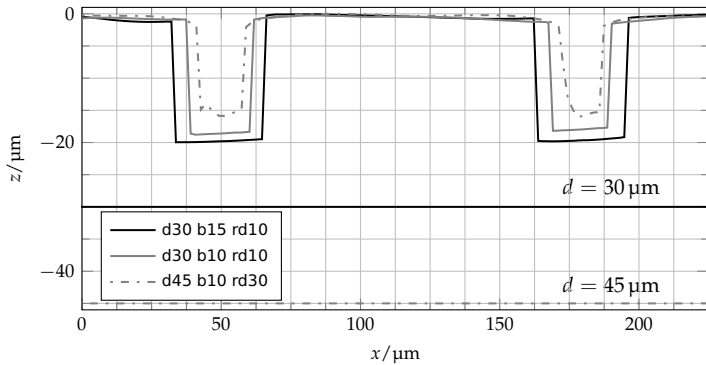


Abbildung 7.15: Rückseitenprofil für unterschiedliche Grabentiefen und -breiten

Probe  $d_{30} b_{15} rd_{10}$  wird mit denselben Prozessparametern, jedoch unterschiedlicher definierter Grabenbreite  $b_G = 15 \mu\text{m}$  hergestellt. Trotz derselben Ätzdauer wird bei der höheren Grabenbreite eine höhere Grabentiefe von im Mittel  $19,4 \mu\text{m}$  und damit eine geringere Restdicke erreicht. Diese Schwankungen im Ätzprozess sind auf die geringere Ätzrate bei Strukturen mit niedriger Breite zurückzuführen: Durch die schmalere Öffnung des Ätzgrabens erfolgt vor allem bei Strukturen mit hohem Aspektverhältnis eine geringere Versorgung der zu ätzenden Flächen mit reaktiven Ionen. Daher ergibt sich bei größeren Öffnungen auch eine höhere Unterätzung, die für die beschriebene Probe  $d_{30} b_{15} rd_{10}$  in einer mittleren tatsächlichen Grabenbreite von  $33,1 \mu\text{m}$  resultiert.

Die in Abbildung 7.16 dargestellte 3D-Aufnahme zeigt die Rückseite einer Probe mit den Parametern  $d_{30} b_{20} rd_{10}$ , die aufgrund mangelnder mechanischer Stabilität nicht Gegenstand der Biegeuntersuchungen ist. Deutlich ist zu erkennen, dass durch die erreichte Tiefe der geätzten Kompensationsgräben die untere Oxidschicht auf der Vorderseite des Sensors erreicht wird. Die Ätzrate ist aus den oben genannten Gründen stark erhöht: In diesem Fall liegt der Wert der gewünschten Grabenbreite  $b_G$  bei  $20 \mu\text{m}$ , was ebenso wie die Öffnung der Gräben am Rand der Sensoren (im Bild unten) gegenüber Proben  $d_{30} b_{15} rd_{10}$  eine weiter erhöhte Ätzrate nach sich zieht. Die aufgeführten Schwankungen in den Dünnungs- und Grabenparametern führen zu unterschiedlichen Auswirkungen auf die Vergleichbarkeit der vermessenen Proben, die im einzelnen bei der Auswertung der Druck-/Kapazitätskennlinien erläutert werden.

### 7.3.3 Messergebnisse

Bei Durchführung der Messungen im unter Kapitel 7.2.2 beschriebenen statischen Biegemessstand zeigt sich, dass eine Reduzierung der Biegeabhängigkeit durch das Einbringen von Kompensationsgräben möglich ist. Abbildung 7.17 zeigt exemplarisch die Ergebnisse der bei einem Biegeradius  $\rho$  von  $-40 \text{mm}$  durchgeführten Messungen, wobei im unteren Diagramm die Kennlinie eines einzelnen

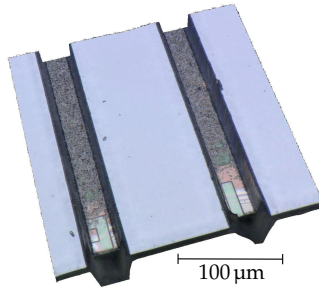


Abbildung 7.16: 3D-Aufnahme Kompensationsstrukturen (sehr geringe Restdicke), Probe  $d_{30} b_{20} rd < 10$

Sensoren gesondert dargestellt ist. Im oberen Diagramm repräsentieren die bereits in Kapitel 7.2.5 beschriebenen Kurven  $d_{45}$  und  $d_{30}$  flexibilisierte unstrukturierte Drucksensoren. Die geringere Abhängigkeit für dünnere Sensoren ist hier ebenfalls zu erkennen. Zur Diskussion des Aufieverhaltens sowie der Streuung wird auf das oben erwähnte Kapitel 7.2.5 verwiesen.

Die Mittelwerte der Proben  $d_{30} b_{10} rd_{10}$  sind im Vergleich zu Proben  $d_{30}$  um etwas mehr als ein Drittel gegenüber der unbelasteten Grundkennlinie verschoben. Wie durch die kleinen Fehlerbalken im unteren Teil der Kurve zu erkennen, liegen die tatsächlichen Grabenparameter  $b_G$  und  $rd_G$  nah beieinander. Die Streuung im oberen Viertel der Kurve resultiert, wie schon in Kapitel 7.2.5 und oben für Proben  $d_{45}$  und  $d_{30}$  beschrieben, aus Schwankungen im Herstellungs- und Dünnungsprozess.

Bei Proben  $d_{30} b_{15} rd_{10}$  ist die Biegeabhängigkeit des Mittelwerts der Drucksensorkennlinie noch einmal um die Hälfte gegenüber Probe  $d_{30} b_{10} rd_{10}$  reduziert. Allerdings weist die Kennlinie sehr hohe Fehlerwerte auf, die im Folgenden erörtert werden: Wie bereits in Abbildung 7.14 zu sehen, ist die Positionierung der Ätzmaste mit Hilfe der Rückseitenjustage fehlerbehaftet. Schwankungen in der Justagegenauigkeit wirken sich bei höherer Grabenbreite  $b_G$  stärker auf die Randbereiche der Drucksensormembran aus. Dies kann den Effekt der Kompensation teilweise rückgängig machen. Außerdem ergibt sich mit der bei Proben  $d_{30} b_{15} rd_{10}$  stark schwankenden Ausgangsdicke  $d_{DS}$  von  $(32 \pm 2) \mu\text{m}$  eine hohe Streuung der Restdicke  $rd_G$ , die zusätzlich durch die breitere Grabenöffnung  $b_G$  beeinflusst wird: Wie anhand der Profilmessungen in Abbildung 7.15 erläutert, ist die Ätzrate in diesem Fall höher.

Der im unteren Diagramm in Abbildung 7.17 im Vergleich zur unbelasteten Grundkennlinie einzeln dargestellte strukturierte Sensor mit Parametern  $d_{30} b_{15} rd < 10$  weist eine optimale Biegekompensation auf. Durch eine niedrige Dicke  $d_{DS}$  von  $30 \mu\text{m}$  wird eine geringe Restdicke von  $7 \mu\text{m}$  erzielt, die die Unterseite der Grabenstruktur in die Nähe der mikromechanischen Komponenten bringt. Außerdem erreicht die Justage der Kompensationsgräben in diesem Fall eine hohe Genauigkeit. Messungen mit unterschiedlichen Biegeradien  $\rho$  bestätigen dieses Resultat.

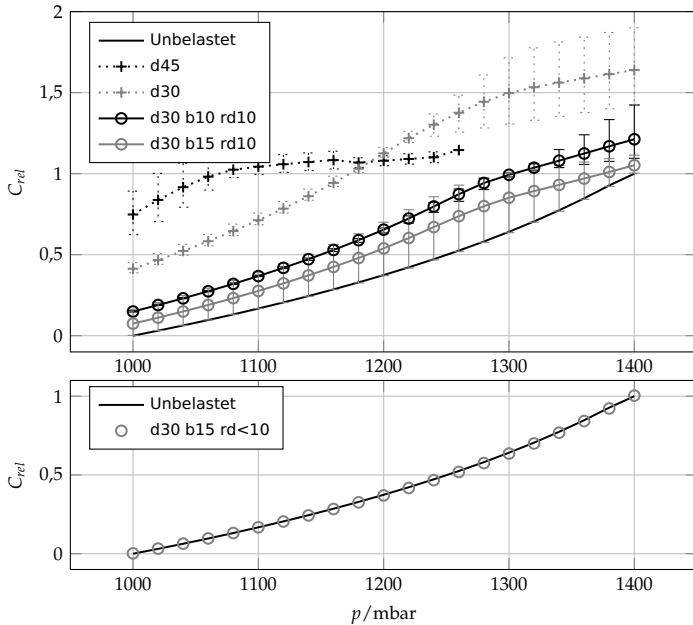


Abbildung 7.17: Verringerung der Biegeabhängigkeit der relativen Kapazität rückseitenstrukturierter Drucksensoren bei einem Biegeradius von  $\rho = -40$  mm

Dies deckt sich mit den Ergebnissen der Simulation aus Kapitel 6.2: Eine starke Reduzierung der Substratdehnung und damit der Biegeabhängigkeit mikromechanischer Drucksensoren ist vor allem durch eine Reduzierung der Restdicke  $rd_G$  zu erreichen. Änderungen in der Grabenbreite  $b_G$  wirken sich dagegen vor allem auf die Randbereiche des Grabens und damit die Toleranz gegen Justageungenauigkeiten aus.

Wird die relative Kapazität wie in Abbildung 7.18 über dem inversen Biegeradius für einen festen Druckwert von 1200 mbar aufgetragen, lassen sich dieselben Rückschlüsse zum Einfluss der Kompensationsstrukturen ziehen. Über den gesamten Verlauf der Kennlinie reduzieren rückseitige Gräben die Biegeabhängigkeit gegenüber einer Probe gleicher Dicke um mindestens die Hälfte. Die dagegen für positive Werte von  $\rho$  kürzere Kennlinie der strukturierten Sensoren wird weiter unten diskutiert. Ein Aufliegen der Sensormembran für konkav gebogene Sensoren ist bei dünnen Proben für diesen Druckbereich noch nicht zu erkennen. Kurven der Parameter  $d_{30} b_{10} rd_{10}$  weisen einen nahezu identischen Verlauf auf, was in der guten Übereinstimmung der tatsächlichen Strukturierungsparameter begründet ist. Die starken Schwankungen der Proben  $d_{30} b_{15} rd_{10}$  sind auch in diesem Fall vorhanden und auf Schwankungen in der Prozessführung zurückzuführen.



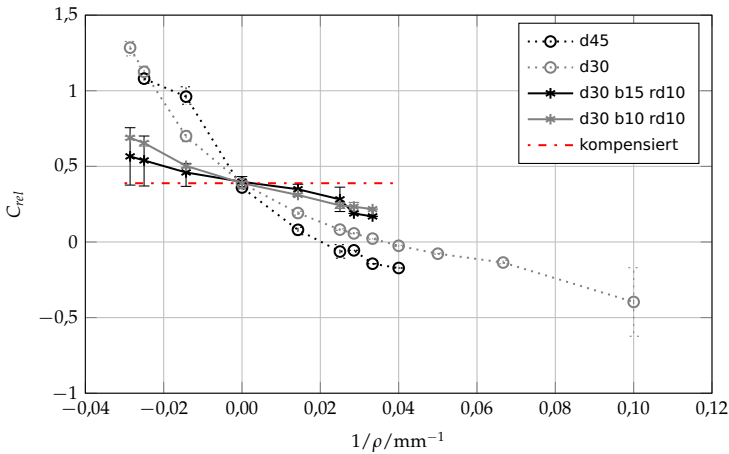


Abbildung 7.18: Verringerung der Biegeabhängigkeit der relativen Kapazität rückseitenstrukturierter Drucksensoren bei einem Umgebungsdruck von 1200 mbar

Die Darstellung einer ausgewählten Probe der Parameter  $d_{30} b_{15} rd_{<10}$  in Abbildung 7.19 zeigt, dass eine vollständige Kompensation des Biegeinflusses für mikromechanische kapazitive Drucksensoren über das nachträgliche Einbringen von Rückseitenstrukturen möglich ist. Für exemplarisch gewählte Druckwerte  $p = 1000, 1200$  und  $1400$  mbar liegt der Wert der relativen Kapazität für alle Biegeradien nahezu auf der die ideale Kompensation anzeigenden waagerechten Linie, die jeweils rot gestrichelt dargestellt ist. Für das Erreichen dieses Ergebnisses ist, wie oben ausgeführt, eine möglichst geringe Restdicke  $rd_G$  sowie eine optimale Justage der Kompensationsgräben notwendig.

Wie bereits erwähnt, weisen die mit Grabenstrukturen versehenen flexibilisierten Drucksensoren einen niedrigeren erreichbaren Biegeradius auf als im Ganzen gebogene Sensoren. Die theoretische Bruchspannung für strukturierte und unstrukturierte Sensoren ist in Abbildung 7.20 aufgetragen. Dabei wird die erreichte Spannung aufgrund des verwendeten Messprinzips der statischen Biegung als Näherungswert aus dem E-Modul  $E_{110} \approx 170$  GPa für die [110]-Richtung von Silizium [42], dem minimal erreichten Biegeradius  $\rho$  sowie der Drucksensordicke  $d_{DS}$  ermittelt. Zunächst fällt auf, dass sich die Bruchspannungswerte der strukturierten Sensoren mit dieser Berechnungsmethode nur im Bereich um 100 MPa befinden, was weit unter den in Kapitel 7.1.3 anhand der Vierpunktmessung ermittelten Werten für die erreichbare Bruchspannung liegt. Durch die Fokussierung der Biegung auf die Bereiche zwischen den drucksensitiven Membranen entsteht eine inhomogene Spannungsverteilung innerhalb der strukturierten Sensoren ( $d_{30} b_{10} rd_{10}$  und  $d_{30} b_{15} rd_{10}$ ). Wie in Kapitel 6.2 bei der Simulation des mechanischen Verhaltens strukturierter Biegebalken gezeigt, ergibt sich die höchste Dehnung im Bereich der Grabenstrukturen. Für die gewählten Geometrieparameter liegt die Spannung an der Oberfläche über einem Graben bis zu vier Mal über der Spannung an der Oberfläche eines unstrukturierter flexiblen Sensors. Mit dieser

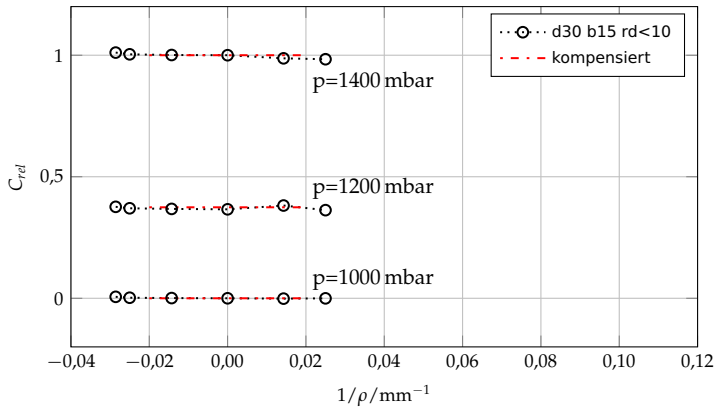


Abbildung 7.19: Eliminierung der Biegeabhängigkeit der relativen Kapazität eines rückseitenstrukturierten Drucksensors bei einem Umgebungsdruck von 1000, 1200 und 1400 mbar

Anpassung, in der Legende gekennzeichnet durch den Zusatz (real), erreichen biegekompenzierte flexible Sensoren Bruchspannungswerte gemäß der Messungen aus Kapitel 7.1.3 im vergleichbaren Bereich wie unstrukturierte Sensoren.

#### 7.4 FAZIT

Die in den vorangegangenen Abschnitten vorgestellten Ergebnisse können auf vier wesentliche Punkte beim Entwurf spannungskompensierter flexibilisierter Drucksensoren zusammengefasst werden:

In den durchgeführten Untersuchungen konnten kapazitive Drucksensoren auf Basis von Silizium in einem stabilen Prozess bis auf eine Dicke von  $30\ \mu\text{m}$  gedünnt und bis zu einem Radius von 10 mm gebogen werden. Um diese hochflexiblen Sensoren für Implantatanwendungen nutzbar machen zu können, ist eine weitere Steigerung der erzielbaren Bruchspannung empfehlenswert. Die in Kapitel 7.1.1 vorgestellten **Vereinzelungs- und Dünnprozesse** können hinsichtlich einer Reduzierung der Kristallschäden weiter optimiert werden. Dazu kann eine Strukturierung der Trenngräben durch Ätzprozesse sowie eine umfassende Rückseitenbearbeitung über Plasmaätzen und chemisch-mechanisches Polieren angewandt werden. Um das Konzept in größerem Rahmen zu untersuchen und den Dünnungsprozess zeitlich und mechanisch zu optimieren, wäre alternativ der direkte Aufbau dünner monolithisch integrierter kapazitiver Sensoren auf einem Opferschichtwafer denkbar.

Die Prozessstabilität des Dünnungsprozesses hat direkte Auswirkungen auf die tatsächliche **Drucksensordicke**  $d_{DS}$ . Es konnte gezeigt werden, dass die Biegeabhängigkeit siliziumbasierter Drucksensoren bei Verringerung der Dicke abnimmt. Um das Biegeverhalten vorhersagen zu können, kann eine genaue Kontrolle der

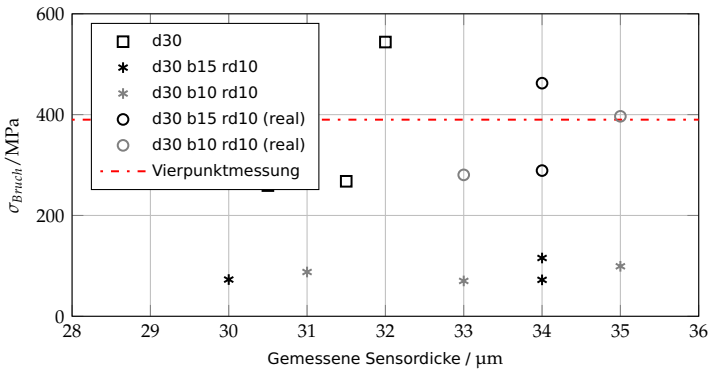


Abbildung 7.20: Bruchdehnung  $\varepsilon_{\text{Bruch}}$  in Abhängigkeit von Dicke und Strukturierungsart

tatsächlichen Dicke beispielsweise auch über das oben beschriebene Opferschichtverfahren erfolgen.

Die vorliegenden Messergebnisse zeigen eine vollständig mögliche Kompensation des Biegeverhaltens gedünnter Drucksensoren durch das Einbringen von rückseitigen Grabenstrukturen mit der **Grabenbreite**  $b_G$  und **Restdicke**  $rd_G$ . Dabei ist der entscheidende Parameter für eine erfolgreiche Kompensation die Restdicke  $rd_G$ . Schwankungen in der Dicke ziehen eine weitaus höhere Änderung der Biegeabhängigkeit nach sich als Änderungen der Grabenbreite. Eine genaue Kontrolle der Prozessparameter ist vor allem bei Ätzgräben erforderlich, deren Unterseite sich in der Nähe der mikromechanischen Komponenten befindet. Zu tiefe Ätzgräben setzen die mechanische Stabilität herab. Daher sollten sich weiterführende Optimierungen auf die Entwicklung geeigneter Prozesskontrollen, wie das Einbringen vergrabener Ätzstoppschichten, konzentrieren.

Eine wesentliche Herausforderung bei weiteren Untersuchungen an rückseitenstrukturierten flexiblen Drucksensoren ist der im Vergleich zu unstrukturierten Sensoren hohe minimal zu erreichende **Biegeradius**. Eine Verbesserung ist möglicherweise durch die Aufweitung der Grabenstrukturen zu erzielen: Die auf dem Drucksensor befindlichen Strukturen zur Temperaturkompensation sind durch die nicht entfernte Opferschicht auf einen festen Membranabstand  $d_0$  festgelegt. Wenn eine Biegung keine Änderung ihrer Kapazität nach sich zieht, kann für die Kompensationsgräben eine theoretische Breite von  $150 \mu\text{m}$  ausgenutzt werden. Dadurch wird nicht die Biegebeeinflussung, wohl aber der minimal zu erreichende Biegeradius reduziert.



Bei der Herstellung intelligenter Implantate zur intravaskulären Druckmessung kommt den Prozessen der Aufbau- und Verbindungstechnik die Aufgabe zu, einen spannungsfreien Aufbau ohne mechanische Belastung der Sensorkomponenten zu gewährleisten. Die Autorin dieser Arbeit hat ein innovatives Konzept für die Flexibilisierung monolithisch integrierter kapazitiver Drucksensoren und ihrer Bearbeitung zur Reduzierung der Dehnungsabhängigkeit entworfen und sowohl analytisch als auch experimentell verifiziert.

Zunächst wurde eine umfassende Übersicht über den Stand der Forschung auf dem Gebiet der kardiovaskulären Drucksensorik gegeben, um die beschriebenen neuen Beiträge auf dem Gebiet der intelligenten Implantate einordnen zu können. Neun verschiedene Systeme universitärer Forschungsgruppen und führender Medizintechnikunternehmen in unterschiedlichen Entwicklungsständen wurden im Hinblick auf Aufbau, Geometrie, Implantation und Kommunikation miteinander verglichen und die durchgeführten Tier- und Humanstudien vorgestellt.

Zur Unterstützung von Hypertonie- und Herzinsuffizienzpatienten wurden neue Methoden zur problemlosen Integration von Drucksensoren in Langzeitüberwachungssysteme entwickelt sowie Messungen zum tieferen Verständnis des Verhaltens mikromechanischer Sensoren in einem eigens entworfenen Temperaturbelastungsmessplatz durchgeführt. Dadurch konnten Erkenntnisse hinsichtlich der Beeinflussung der Messsignale durch diverse Aufbauprozesse gewonnen und Konzepte zur Reduzierung äußerer Einflüsse entwickelt werden. Es ließ sich zeigen, dass das Langzeitverhalten mikromechanischer Drucksensoren unmittelbar durch die verwendeten Aufbaumaterialien beeinflusst wird. In Temperaturbelastungstests konnte die Eignung von weicher Verklebung für den Aufbauprozess nachgewiesen werden. Ausgehend vom Stand der Technik und den gezeigten Implantatsentwicklungen wurden Entwurfskriterien für intelligente Drucksensormimplantate im Bezug auf die Verankerung, Kommunikation, verwendeten Materialien und optimale Aufbau- und Verbindungstechnik aufgestellt.

Zur theoretischen Betrachtung wurden die analytischen Zusammenhänge für verschiedene Lastfälle kapazitiver Drucksensoren zusammengestellt und weiterentwickelt, um in erster Näherung eine Abschätzung des Verhaltens in Abhängigkeit äußerer Belastungen durchführen zu können. So wurde durch die Integration dehnungsabhängiger Variablen der Einfluss mechanischer Spannungen auf den Verlauf der druckabhängigen Kapazität verdeutlicht und Änderungen im Auflageverhalten kapazitiver Drucksensormembranen gezeigt. Der Vergleich der analytischen Betrachtung mit den durchgeführten Simulationen rotationssymmetrischer und richtungsabhängiger Lastfälle zeigte die Plausibilität der hergeleiteten Zusammenhänge. Es konnte nachgewiesen werden, dass die auf einem Substrat

positionierten Drucksensoren ein höheres Messsignal liefern, wenn sie durch eine konkave Biegung mit Druckspannung beaufschlagt werden. Mechanische Simulationen legten die Grundlage für die abschließenden Messungen und ließen Vorhersagen zum Verhalten rückseitenstrukturierter mikromechanischer Drucksensoren zu.

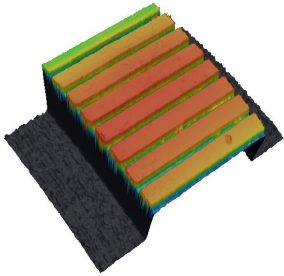


Abbildung 8.1: Rückseite eines gebogenen Drucksensors mit Grabenstruktur (Ausschnitt)

Kernstück der Arbeit war der Entwurf eines Verfahrens zur Kompensation mechanischer Spannungen anhand von nachträglich eingebrachten rückseitigen Ätzgräben in hochflexible kapazitive Drucksensoren. Eine Laserscan-Aufnahme eines rückseitenstrukturierten Drucksensors ist in Abbildung 8.1 dargestellt. Zur Evaluierung des Dünnschleifprozesses wurden Vierpunktbiegeversuche zur Bruchspannungsbestimmung durchgeführt, deren Ergebnisse auf die Bearbeitung funktionsfähiger Drucksensoren übertragen werden konnten. Mit den verwendeten Prozessparametern wurden Bruchspannungswerte erzielt, die die mechanische Stabilität der Messproben während der durchzuführenden Messungen garantieren konnten. Darauf folgte der Entwurf einer vollständigen Prozesskette zur Rückseitenstrukturierung flexibler Aufbauten, die über einen Klebprozess mit hoher Ausbeute an ein flexibles Kabel angeschlossen und in einem im

Rahmen der Arbeit entwickelten rechnergesteuerten statischen Biegemessstand untersucht wurden. Die Optimierung der Schleifqualität sowie die Justagegenauigkeit während der Prozessierung waren wesentliche Punkte der Prozessentwicklung. Durch Vergleich der Ausgangskennlinien ungebogener Sensoren konnte ein Zusammenhang zwischen der Rückseitenqualität gedünnter Sensoren und der Steigung der Druck-/Kapazitätskennlinie hergestellt werden. Anhand von Biegemessungen bis auf einen Radius von 10 mm wurde gezeigt, dass die Biegeabhängigkeit mikromechanischer kapazitiver Drucksensoren mit kleiner werdender Sensordicke sinkt. Über das Einbringen von Kompensationsgräben unterschiedlicher Grabenbreite und Grabentiefe konnte der Nachweis erbracht werden, dass eine vollständige Kompensation der Biegeabhängigkeit durch Flexibilisierung des Sensors und Rückseitenstrukturierung zwischen den Drucksensormembranen möglich ist.

Optimierungsspielraum ist in der erzielbaren Bruchspannung und der untersuchten Grabentiefe gegeben. Weiterhin wird die Verkapselung der strukturierten Sensoren in ein Trägermaterial angeregt. Eine mögliche Anwendung der flexiblen Drucksensorik sieht die Autorin in der Integration der beschriebenen Komponenten in ein flexibles Implantat, das in Kombination mit einer am Fraunhofer Institut für mikromechanische Schaltungen und Systeme (IMS) Duisburg entwickelten Atomlagenbeschichtung [38] einen minimalen Implantatsdurchmesser bei maximaler Flexibilität ermöglicht. Die in der vorliegenden Arbeit dargestellten Ergebnisse zeigen, dass eine Weiterentwicklung der flexiblen biegekompensierten Strukturen beispielsweise zum Einsatz in kathetergebundenen intelligenten Implantaten unter Berücksichtigung der angegebenen Optimierungsmaßnahmen erfolgversprechend ist.

- [1] W. T. ABRAHAM, P. B. ADAMSON, R. C. BOURGE, et al.: Wireless pulmonary artery haemodynamic monitoring in chronic heart failure: a randomised controlled trial. In: *Lancet* 377 (2011), Nr. 9766, 658–666. [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60101-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60101-3). – DOI 10.1016/S0140-6736(11)60101-3. – ISSN 0140-6736
- [2] P. B. ADAMSON, W. T. ABRAHAM, M. F. AARON, et al.: CHAMPION Trial Rationale and Design: The Long-Term Safety and Clinical Efficacy of a Wireless Pulmonary Artery Pressure Monitoring System. In: *Journal of Cardiac Failure* 17 (2011), Nr. 1, 3–10. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cardfail.2010.08.002>. – DOI 10.1016/j.cardfail.2010.08.002. – ISSN 1071-9164
- [3] P. B. ADAMSON, J. B. CONTI, A. L. SMITH, et al.: Reducing Events in Patients with Chronic Heart Failure (REDUCEhf) Study Design: Continuous Hemodynamic Monitoring with an Implantable Defibrillator. In: *Clinical Cardiology* 30 (2007), Nr. 11, S. 567–575. <http://dx.doi.org/10.1002/clc.20250>. – DOI 10.1002/clc.20250. – ISSN 01609289
- [4] P. B. ADAMSON, M. R. GOLD, T. D. BENNETT, et al.: Continuous Hemodynamic Monitoring in Patients With Mild to Moderate Heart Failure: Results of the Reducing Decompensation Events Utilizing Intracardiac Pressures in Patients With Chronic Heart Failure (REDUCEhf) Trial. In: *Congestive Heart Failure* 17 (2011), Nr. 5, S. 248–254. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1751-7133.2011.00247.x>. – DOI 10.1111/j.1751-7133.2011.00247.x. – ISSN 15275299
- [5] P. B. ADAMSON, A. MAGALSKI, F. BRAUNSCHWEIG, et al.: Ongoing right ventricular hemodynamics in heart failure. In: *Journal of the American College of Cardiology* 41 (2003), Nr. 4, S. 565–571. [http://dx.doi.org/10.1016/S0735-1097\(02\)02896-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0735-1097(02)02896-6). – DOI 10.1016/S0735-1097(02)02896-6. – ISSN 0735-1097
- [6] K. M. ANDERSON, A. A. MOORE: Sensors in Pacing. In: *Pacing and Clinical Electrophysiology* 9 (1986), Nr. 6, S. 954–959. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1540-8159.1986.tb06653.x>. – DOI 10.1111/j.1540-8159.1986.tb06653.x. – ISSN 0147-8389
- [7] N. T. ARTINIAN, O. G. WASHINGTON, T. N. TEMPLIN: Effects of home telemonitoring and community-based monitoring on blood pressure control in urban African Americans: A pilot study. In: *Heart and Lung* (2001), Nr. 30, S. 119–199. – ISSN 1527-3288
- [8] S. BEEBY: *MEMS mechanical sensors*. Boston : Artech House, 2004 (Artech House microelectromechanical system series). – ISBN 9781580535366

- [9] T. D. BENNETT, B. KJELLSTRÖM, R. TAEPKE, et al.: Development of implantable devices for continuous ambulatory monitoring of central hemodynamic values in heart failure patients. In: *Pacing and clinical electrophysiology : PACE* 28 (2005), Nr. 6, S. 573–584. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1540-8159.2005.09558.x>. – DOI 10.1111/j.1540-8159.2005.09558.x. – ISSN 0147-8389
- [10] T. D. BENNETT, A. SHARMA, R. SUTTON, et al.: Development of a rate adaptive pacemaker based on the maximum rate-of-rise of right ventricular pressure (RV dP/dtmax). In: *Pacing and clinical electrophysiology : PACE* 15 (1992), Nr. 2, S. 219–234. – ISSN 0147-8389
- [11] P. BINGGER, M. ZENS, P. WOIAS: Highly flexible capacitive strain gauge for continuous long-term blood pressure monitoring. In: *Biomedical Microdevices* 14 (2012), Nr. 3, 573–581. <http://dx.doi.org/10.1007/s10544-012-9636-9>. – DOI 10.1007/s10544-012-9636-9. – ISSN 1387-2176
- [12] G. BOBBIE, N. POSTELVINAY, J. DELONCA, et al.: Self-Measurement and Self-Titration in Hypertension: A Pilot Telemedicine Study. In: *American Journal of Hypertension* 20 (2007), Nr. 12, S. 1314–1320. <http://dx.doi.org/10.1016/j.amjhyper.2007.08.011>. – DOI 10.1016/j.amjhyper.2007.08.011. – ISSN 08957061
- [13] R. C. BOURGE, W. T. ABRAHAM, P. B. ADAMSON, et al.: Randomized Controlled Trial of an Implantable Continuous Hemodynamic Monitor in Patients With Advanced Heart Failure. In: *Journal of the American College of Cardiology* 51 (2008), Nr. 11, S. 1073–1079. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2007.10.061>. – DOI 10.1016/j.jacc.2007.10.061. – ISSN 07351097
- [14] F. BRAUNSCHWEIG: Continuous haemodynamic monitoring during withdrawal of diuretics in patients with congestive heart failure. In: *European Heart Journal* 23 (2002), Nr. 1, S. 59–69. <http://dx.doi.org/10.1053/euhj.2001.2690>. – DOI 10.1053/euhj.2001.2690. – ISSN 0195-668X
- [15] F. BRAUNSCHWEIG, B. KJELLSTRÖM, F. GADLER, et al.: Optimization of Cardiac Resynchronization Therapy by Continuous Hemodynamic Monitoring. In: *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* 15 (2004), Nr. 1, S. 94–96. <http://dx.doi.org/10.1046/j.1540-8167.2004.03208.x>. – DOI 10.1046/j.1540-8167.2004.03208.x. – ISSN 10453873
- [16] B. P. BROCKWAY, P. A. MILLS, S. H. AZAR: A new method for continuous chronic measurement and recording of blood pressure, heart rate and activity in the rat via radio-telemetry. In: *Clinical and experimental hypertension* 13 (1991), Nr. 5, S. 885–895. – ISSN 0730-0077
- [17] J. N. BURGHARTZ, W. APPEL, C. HARENDT, et al.: Ultra-thin chips and related applications, a new paradigm in silicon technology. In: *ESSCIRC 2009*. [Piscataway and N.J.]: IEEE, 2009. – ISBN 1424443547, S. 28–35
- [18] P. F. CASTRO, R. CONCEPCIÓN, R. C. BOURGE, et al.: A Wireless Pressure Sensor for Monitoring Pulmonary Artery Pressure in Advanced Heart Failure: Initial Experience. In: *The Journal of Heart and Lung Transplantation* 26 (2007), Nr. 1, 85–88. <http://dx.doi.org/10.1016/j.healun.2006.10.006>. – DOI 10.1016/j.healun.2006.10.006. – ISSN 1053-2498



- [19] P.-Z. CHANG, L.-J. YANG: A method using V-grooves to monitor the thickness of silicon membrane with m resolution. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 8 (1998), Nr. 3, S. 182
- [20] E. Y. CHOW, B. L. BEIER, A. FRANCINO, et al.: Toward an Implantable Wireless Cardiac Monitoring Platform Integrated with an FDA-Approved Cardiovascular Stent. In: *Journal of Interventional Cardiology* 22 (2009), Nr. 5, S. 479–487. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1540-8183.2009.00483.x>. – DOI 10.1111/j.1540-8183.2009.00483.x. – ISSN 08964327
- [21] E. Y. CHOW, A. L. CHLEBOWSKI, S. CHAKRABORTY, et al.: Fully Wireless Implantable Cardiovascular Pressure Monitor Integrated with a Medical Stent. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 57 (2010), Nr. 6, S. 1487–1496. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2010.2041058>. – DOI 10.1109/TBME.2010.2041058. – ISSN 0018-9294
- [22] P. P. CHUANG, R. F. WILSON, D. C. HOMANS, et al.: Measurement of pulmonary artery diastolic pressure from a right ventricular pressure transducer in patients with heart failure. In: *Journal of Cardiac Failure* 2 (1996), Nr. 1, S. 41–46. – ISSN 1071-9164
- [23] N. J. CLEVEN, J. A. MÜNTJES, H. FASSBENDER, et al.: A Novel Fully Implantable Wireless Sensor System for Monitoring Hypertension Patients. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 59 (2012), Nr. 11, S. 3124–3130. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2012.2216262>. – DOI 10.1109/TBME.2012.2216262. – ISSN 0018-9294
- [24] DATA SCIENCES INTERNATIONAL: *Guide to DSI's Implantable Telemetry Devices*. <http://www.datasci.com/docs/implantable-telemetry/dsi-transmitter-brochure.pdf?sfvrsn=10>. Version: 22.03.2013
- [25] E. DEIER, J. HOYDEN, J. WILDE, et al.: Thermomechanische Einflüsse der Chipklebung auf die Genauigkeit mikromechanischer Drucksensoren Teil 2: Experimentelle Verifikation. In: *Technisches Messen* 72 (2005), Nr. 2-2005, S. 111–121. <http://dx.doi.org/10.1524/teme.72.2.111.58569>. – DOI 10.1524/teme.72.2.111.58569. – ISSN 0171-8096
- [26] T. DIETERLE: Blood pressure measurement - an overview. In: *Swiss medical weekly* (2012), Nr. 142. – ISSN 1424-3997
- [27] DIN DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V.: *Klebstoffe – Benennungen und Definitionen*. <http://cdroms.digibib.net/perinorm/dinnormen/DVD4/1425486/1425486.pdf?> Version: 31.03.2008
- [28] G. DOGIAMIS, J. HAFNER, W. MOKWA, et al.: An ultra-thin bendable Siliconolithic imaging test sensor. In: *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS EUROSENSORS XXVII), 2013 Transducers Eurosensors XXVII: The 17th International Conference on*, 2013, S. 964–967
- [29] E. DOLAN, A. STANTON, L. THIJIS, et al.: Superiority of Ambulatory Over Clinic Blood Pressure Measurement in Predicting Mortality: The Dublin Outcome Study. In: *Hypertension* 46 (2005), Nr. 1, S. 156–161. <http://dx.doi.org/10.1161/01.HYP.0000170138.56903.7a>. – DOI 10.1161/01.HYP.0000170138.56903.7a. – ISSN 0194-911X

- [30] H. DUDAICEVS, M. KANDLER, Y. MANOLI, et al.: Surface micromachined pressure sensors with integrated CMOS read-out electronics. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 43 (1994), Nr. 1-3, 157–163. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0924424794800022>. – ISSN 09244247
- [31] D. DURBAN: Instability of an elastic circular plate subjected to nonuniform loads. In: *AIAA Journal* 15 (1977), Nr. 3, S. 360–365. <http://dx.doi.org/10.2514/3.7329>. – DOI 10.2514/3.7329. – ISSN 0001-1452
- [32] T. EGGERS, C. MARSCHNER, U. MARSCHNER, et al.: Advanced hybrid integrated low-power telemetric pressure monitoring system for biomedical applications. In: *IEEE MEMS 2000*, 2000, S. 329–334
- [33] H. FASSBENDER, U. URBAN, M. GÖRTZ, et al.: Fully implantable blood pressure sensor for hypertonic patients. In: *IEEE Sensors 2008 Conference*. IEEE
- [34] H. FASSBENDER: *Pressure propagation in encapsulated pressure sensor systems*, RWTH Aachen, Diss., Publikation in Vorbereitung
- [35] FOOD AND DRUG ADMINISTRATION: *The CardioMEMS Champion HF Monitoring System for Patients with NYHA Class III Heart Failure: Briefing Document for the Circulatory System Devices Panel FDA Advisory Committee*. <http://www.fda.gov/downloads/advisorycommittees/committeesmeetingmaterials/medicaldevices/medicaldevicesadvisorycommittee/circulatorysystemdevicespanel/ucm370692.pdf>. Version: 2013
- [36] FOOD AND DRUG ADMINISTRATION: *P100045 CardioMEMS Champion HF Monitoring System: FDA Executive Summary*. <http://www.fda.gov/downloads/AdvisoryCommittees/CommitteesMeetingMaterials/MedicalDevices/MedicalDevicesAdvisoryCommittee/CirculatorySystemDevicesPanel/UCM282098.pdf>. Version: 8.12.2011
- [37] G. FRAGIACOMO, T. ANSBÆK, T. PEDERSEN, et al.: Analysis of small deflection touch mode behavior in capacitive pressure sensors. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 161 (2010), Nr. 1-2, S. 114–119. <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2010.04.030>. – DOI 10.1016/j.sna.2010.04.030. – ISSN 0924-4247
- [38] M. GÖRTZ, W. BETZ, W. MOKWA, et al.: Verkapselungstechniken für implantierbare integrierte MEMS-Drucksensoren. In: *Mikrosystemtechnik 2013* (2013)
- [39] B. B. GREEN, A. J. COOK, J. D. RALSTON, et al.: Effectiveness of Home Blood Pressure Monitoring, Web Communication, and Pharmacist Care on Hypertension Control: A Randomized Controlled Trial. In: *Journal of the American Medical Association* 299 (2008), Nr. 24, S. 2857–2867. <http://dx.doi.org/10.1001/jama.299.24.2857>. – DOI 10.1001/jama.299.24.2857. – ISSN 0098-7484
- [40] HENKEL CORPORATION: *Datenblatt Ablestik ICP 4000*. [http://www.henkel.com/com/content\\_data/307825\\_AE13005\\_FL\\_ICP\\_4000\\_Series\\_Sell\\_sheet\\_Loctite\\_Ablestik\\_Screen121959.pdf](http://www.henkel.com/com/content_data/307825_AE13005_FL_ICP_4000_Series_Sell_sheet_Loctite_Ablestik_Screen121959.pdf). Version: 05.04.2013

- [41] P. HESS, M. CLOZEL, J. P. CLOZEL: Telemetry monitoring of pulmonary arterial pressure in freely moving rats. In: *Journal of Applied Physiology* 81 (1996), Nr. 2, S. 1027–1032
- [42] M. A. HOPCROFT, W. D. NIX, T. W. KENNY: What is the Young's Modulus of Silicon? In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 19 (2010), Nr. 2, S. 229–238. <http://dx.doi.org/10.1109/JMEMS.2009.2039697>. – DOI 10.1109/JMEMS.2009.2039697. – ISSN 10577157
- [43] U. C. HOPPE, M. BÖHM, R. DIETZ, et al.: Leitlinien zur Therapie der chronischen Herzinsuffizienz. In: *Zeitschrift für Kardiologie* 94 (2005), Nr. 8, S. 488–509. <http://dx.doi.org/10.1007/s00392-005-0268-4>. – DOI 10.1007/s00392-005-0268-4. – ISSN 0300-5860
- [44] U. C. HOPPE, M. VANDERHEYDEN, H. SIEVERT, et al.: Chronic monitoring of pulmonary artery pressure in patients with severe heart failure: multicentre experience of the monitoring Pulmonary Artery Pressure by Implantable device Responding to Ultrasonic Signal (PAPIRUS) II study. In: *Heart (British Cardiac Society)* 95 (2009), Nr. 13, S. 1091–1097. <http://dx.doi.org/10.1136/hrt.2008.153486>. – DOI 10.1136/hrt.2008.153486. – ISSN 1355-6037
- [45] K. HUNGAR: *Integration of ultrathin silicon chips*, RWTH Aachen, Diss., 2009
- [46] L. HUSTEN: CardioMEMS Heart Failure Device Gets Mixed Reception From FDA Advisory Panel. In: *Forbes* (10.09.2013). <http://www.forbes.com/sites/larryhusten/2013/10/09/cardiomems-heart-failure-device-gets-mixed-reception-from-fda-advisory-panel/>
- [47] L. HUSTEN: CardioMEMS CHAMPION Trial Undergoes Scrutiny From FDA and Wall Street. In: *Forbes* (23.11.2011). <http://www.forbes.com/sites/larryhusten/2011/11/23/fda-investigating-conduct-of-cardiomems-champion-trial-ahead-of-advisory-committee-meeting/>
- [48] J. S. HWANG: *Solder paste in electronics packaging: Technology and applications in surface mount, hybrid circuits, and component assembly*. New York : Van Nostrand Reinhold, 1992. – ISBN 9780442013530
- [49] M. KARAMANOGLU, T. D. BENNETT, M. STÅHLBERG, et al.: Estimation of cardiac output in patients with congestive heart failure by analysis of right ventricular pressure waveforms. In: *BioMedical Engineering OnLine* 10 (2011), Nr. 1, S. 36. <http://dx.doi.org/10.1186/1475-925X-10-36>. – DOI 10.1186/1475-925X-10-36. – ISSN 1475-925X
- [50] D. S. KHOURY, M. NAWARE, J. SIOU, et al.: Ambulatory Monitoring of Congestive Heart Failure by Multiple Bioelectric Impedance Vectors. In: *Journal of the American College of Cardiology* 53 (2009), Nr. 12, S. 1075–1081. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2008.12.018>. – DOI 10.1016/j.jacc.2008.12.018. – ISSN 0735-1097
- [51] J. KIRCHNER, A. VAN OUYEN, S. ERSHOV, et al.: Enhancement of pulse contour analysis in the pulmonary artery by use of heart sounds, S. 1792–1795

- [52] N. S. KOROTKOFF: On the subject of methods of measuring blood pressure. In: *Bulletin of the Imperial Military Medical Academy* (1905), Nr. 11, S. 365–367
- [53] R. KRAMME: *Medizintechnik: Verfahren, Systeme, Informationsverarbeitung ; mit 170 Tabellen*. Springer <http://books.google.de/books?id=ngkiFaKt54sC>. – ISBN 9783540341024
- [54] G. KUHN: *Technische Mechanik: Vorlesungsskript*. 2003
- [55] J. H. LAU: *Flip chip technologies*. Boston and Mass : McGraw-Hill, 1996 (Electronic packaging and interconnection series). – ISBN 9780070366091
- [56] LOGITECH: *LP50 Precision Lapping & Polishing System: Handbuch*. 2000
- [57] A. LUDOMIRSKY, G. J. ENSING, E. J. DEVANEY, et al.: Wireless, batteryless micro electromechanical systems (MEMS) sensors for continuous cardiac pressure monitoring: Initial animal experience. In: *Journal of the American College of Cardiology* 41 (2003), Nr. 6, S. 520–521. [http://dx.doi.org/10.1016/S0735-1097\(03\)82803-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0735-1097(03)82803-6). – DOI 10.1016/S0735-1097(03)82803-6. – ISSN 07351097
- [58] L. B. MADSEN, P. KIRKEGAARD, E. B. PEDERSEN: Health-related quality of life (SF-36) during telemonitoring of home blood pressure in hypertensive patients: A randomized, controlled study. In: *Blood Pressure* 17 (2008), Nr. 4, S. 227–232. <http://dx.doi.org/10.1080/08037050802433701>. – DOI 10.1080/08037050802433701. – ISSN 0803-7051
- [59] A. MAGALSKI: Continuous ambulatory right heart pressure measurements with an implantable hemodynamic monitor: A multicenter, 12-month follow-up study of patients with chronic heart failure. In: *Journal of Cardiac Failure* 8 (2002), Nr. 2, S. 63–70. <http://dx.doi.org/10.1054/jcaf.2002.32373>. – DOI 10.1054/jcaf.2002.32373. – ISSN 1071-9164
- [60] N. MALUF, K. WILLIAMS: *Introduction to microelectromechanical systems engineering*. Artech House, 2004
- [61] D. MCCLEAN, J. ARAGON, A. JAMALI, et al.: Noninvasive Calibration of Cardiac Pressure Transducers in Patients With Heart Failure: An Aid to Implantable Hemodynamic Monitoring and Therapeutic Guidance. In: *Journal of Cardiac Failure* 12 (2006), Nr. 7, S. 568–576. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cardfail.2006.06.002>. – DOI 10.1016/j.cardfail.2006.06.002. – ISSN 1071-9164
- [62] P. I. MCCONNELL, D. D. CUNHA, T. SHIPKOWITZ, et al.: In vivo safety and accuracy of a clinically applicable telemetered left ventricular pressure module: intermediate-term results. In: *Journal of Cardiac Failure* 10 (2004), Nr. 4, Supplement, S67. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cardfail.2004.06.179>. – DOI 10.1016/j.cardfail.2004.06.179. – ISSN 1071-9164
- [63] T. MENGDEN, H. VETTER, A. TISLÉR, et al.: Tele-monitoring of home blood pressure. In: *Blood Pressure Monitoring* (2001), Nr. 5, S. 185–189. – ISSN 1473-5725
- [64] MICROCHEMICALS GMBH: *Ätzen von Silizium*. 15.03.2006

- [65] MICROCHEMICALS GMBH: *Photolithography: Theory and Application of Photoresists, Etchants and Solvents*. 2012
- [66] J. E. MOORE: Biomechanical Issues in Endovascular Device Design. In: *Journal of Endovascular Therapy* 16 (2009), Nr. Suppl I, S. I1–I11
- [67] J. A. MÜNTJES, J. HÄFNER, M. GÖRTZ, et al.: Studies on thinned flexible integrated capacitive pressure sensors in tactile sensor arrays for the use in robotics and prosthetics. In: *Transducers '13*, 2013, S. 1460–1463
- [68] J. A. MÜNTJES, S. MEINE, E. FLACH, et al.: Monitoring intravascular pressure with a pulmonary artery pressure sensor system - assembly aspects. In: T. GESSNER (Hrsg.): *Smart systems integration 2010*. Berlin and Offenbach : VDE-Verl., 2010. – ISBN 3800732084
- [69] J. A. MÜNTJES, S. MEINE, M. GÖRTZ, et al.: Aufbau- und Verbindungstechnik für intelligente Implantate am Beispiel eines Druckmesssystems für die Pulmonalarterie (COMPASS). In: *Proceedings / Mikrosystemtechnik-Kongress 2011*. Berlin and Offenbach : VDE, 2011. – ISBN 3800733676, S. 603–606
- [70] O. H. MURPHY, M. R. BAHMANYAR, A. BORGHI, et al.: Continuous in vivo blood pressure measurements using a fully implantable wireless SAW sensor. In: *Biomedical Microdevices* 15 (2013), Nr. 5, S. 737–749. <http://dx.doi.org/10.1007/s10544-013-9759-7>. – DOI 10.1007/s10544-013-9759-7. – ISSN 1387–2176
- [71] N. NAJAFI, A. LUDOMIRSKY: Initial Animal Studies of a Wireless, Batteryless, MEMS Implant for Cardiovascular Applications. In: *Biomedical Microdevices* 6 (2004), Nr. 1, 61–65. <http://dx.doi.org/10.1023/B:BMMD.0000013367.30870.4e>. – DOI 10.1023/B:BMMD.0000013367.30870.4e. – ISSN 1387–2176
- [72] N. NAJAFI, M. Z. STRAAYER, J. CRIPE, et al.: *MEMS implant for cardiovascular applications: Micro Nano Newsletter*. <http://mems-issys.com/pdf/issystech6.pdf>. Version: 2003
- [73] J. F. NYE: *Physical properties of crystals: Their representation by tensors and matrices*. 1st published in pbk. with corrections, 1985. Oxford [Oxfordshire] and New York : Clarendon Press and Oxford University Press, 1985 (Oxford science publications). – ISBN 9780198511656
- [74] Å. ÖHLSSON: Continuous ambulatory haemodynamic monitoring with an implantable system The feasibility of a new technique. In: *European Heart Journal* 19 (1998), Nr. 1, S. 174–184. <http://dx.doi.org/10.1053/euhj.1997.0563>. – DOI 10.1053/euhj.1997.0563. – ISSN 0195–668X
- [75] Å. ÖHLSSON, T. D. BENNETT, R. NORDLANDER, et al.: Monitoring of pulmonary arterial diastolic pressure through a right ventricular pressure transducer. In: *Journal of Cardiac Failure* 1 (1995), Nr. 2, S. 161–168. – ISSN 1071–9164
- [76] Å. ÖHLSSON, T. D. BENNETT, F. OTTENHOFF, et al.: Long-term recording of cardiac output via an implantable haemodynamic monitoring device. In: *European Heart Journal* 17 (1996), Nr. 12, S. 1902–1910. – ISSN 0195–668X

- [77] Å. OHLSSON, S. H. KUBO, D. M. STEINHAUS, et al.: Continuous ambulatory monitoring of absolute right ventricular pressure and mixed venous oxygen saturation in patients with heart failure using an implantable haemodynamic monitor: results of a 1 year multicentre feasibility study. In: *European Heart Journal* 22 (2001), Nr. 11, S. 942–954. <http://dx.doi.org/10.1053/euhj.2000.2419>. – DOI 10.1053/euhj.2000.2419. – ISSN 0195–668X
- [78] K. ORTHMANN: *Kleben in der Elektronik*. Expert-Verlag <http://books.google.de/books?id=bU1oNo9tPEMC>. – ISBN 9783816911661
- [79] PANACOL-ELOSOL GMBH: *Datenblatt Elecolit 3061*. [http://www.panacol.de/fileadmin/panacol/pdf\\_en/pdf\\_lcd\\_en/eL3061\\_gb.pdf](http://www.panacol.de/fileadmin/panacol/pdf_en/pdf_lcd_en/eL3061_gb.pdf). Version: 18.07.2009
- [80] K. H. PARIKH, A. NAIK, S. GUPTA, et al.: Remon CHF: Better Care for Congestive Heart Failure Patients. In: *Gujarat Medical Journal* 65 (2010), Nr. 2, S. 109–110
- [81] K. E. PETERSEN: Silicon as a mechanical material. In: *Proceedings of the IEEE* 70 (1982), Nr. 5, S. 420–457. <http://dx.doi.org/10.1109/PROC.1982.12331>. – DOI 10.1109/PROC.1982.12331. – ISSN 0018–9219
- [82] S. PETROVIC, A. RAMIREZ, T. MAUDIE, et al.: Reliability test methods for media-compatible pressure sensors. In: *IEEE Transactions on Industrial Electronics* 45 (1998), Nr. 6, S. 877–885. <http://dx.doi.org/10.1109/41.735331>. – DOI 10.1109/41.735331. – ISSN 02780046
- [83] M. PFENNIG, R. HARTMANN, S. MEINE, et al.: Development of a Minimally Invasive Implantation and Fixation Strategy for a Cardiac Output Monitoring System in the Pulmonary Artery (COMPASS). In: *45. DGMBT Jahrestagung* Bd. 56, 2011, S. 1–8
- [84] J. A. POTKAY: Long term, implantable blood pressure monitoring systems. In: *Biomedical Microdevices* 10 (2008), Nr. 3, S. 379–392. <http://dx.doi.org/10.1007/s10544-007-9146-3>. – DOI 10.1007/s10544-007-9146-3. – ISSN 1387–2176
- [85] H. REICHL, M. FEIL: *Hybridintegration: Technologie und Entwurf von Dick-schichtschaltungen*. Heidelberg : A. Hüthig, 1986. – ISBN 9783778512753
- [86] D. W. REYNOLDS, N. BARTELT, R. TAEPKE, et al.: Measurement of pulmonary artery diastolic pressure from the right ventricle. In: *Journal of the American College of Cardiology* 25 (1995), Nr. 5, S. 1176–1182. [http://dx.doi.org/10.1016/0735-1097\(94\)00510-W](http://dx.doi.org/10.1016/0735-1097(94)00510-W). – DOI 10.1016/0735-1097(94)00510-W. – ISSN 07351097
- [87] J. RITZEMA, I. C. MELTON, A. M. RICHARDS, et al.: Direct Left Atrial Pressure Monitoring in Ambulatory Heart Failure Patients: Initial Experience With a New Permanent Implantable Device. In: *Circulation* 116 (2007), Nr. 25, S. 2952–2959. <http://dx.doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.702191>. – DOI 10.1161/CIRCULATIONAHA.107.702191. – ISSN 0009–7322

- [88] J. RITZEMA, R. W. TROUGHTON, I. C. MELTON, et al.: Physician-Directed Patient Self-Management of Left Atrial Pressure in Advanced Chronic Heart Failure. In: *Circulation* 121 (2010), Nr. 9, S. 1086–1095. <http://dx.doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.108.800490>. – DOI 10.1161/CIRCULATIONAHA.108.800490. – ISSN 0009-7322
- [89] S. RIVA-ROCCI: Un Nuovo sfigmomanometro. In: *Gazzetta medica di Torino* (1896), Nr. 47, S. 981–996
- [90] M. A. ROGERS, D. SMALL, D. A. BUCHAN, et al.: Home monitoring service improves mean arterial pressure in patients with essential hypertension. A randomized, controlled trial. In: *Annals of internal medicine* 134 (2001), Nr. 11, S. 1024–1032. – ISSN 0003-4819
- [91] Y. ROZENMAN, R. S. SCHWARTZ, H. SHAH, et al.: Wireless Acoustic Communication With a Miniature Pressure Sensor in the Pulmonary Artery for Disease Surveillance and Therapy of Patients With Congestive Heart Failure. In: *Journal of the American College of Cardiology* 49 (2007), Nr. 7, S. 784–789. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2006.11.021>. – DOI 10.1016/j.jacc.2006.11.021. – ISSN 0735-1097
- [92] M. A. SAMARA, W. H. WILSON TANG: Device monitoring strategies in acute heart failure syndromes. In: *Heart Failure Reviews* 16 (2011), Nr. 5, S. 491–502. <http://dx.doi.org/10.1007/s10741-011-9236-4>. – DOI 10.1007/s10741-011-9236-4. – ISSN 1382-4147
- [93] S. SCHOENFELDER: *Experimentelle und theoretische Untersuchungen zur Festigkeit dünner Siliziumsubstrate*. Halle-Wittenberg, Martin-Luther-Universität, Diss., 2010
- [94] S. SCHOENFELDER, M. EBERT, C. LANDESBERGER, et al.: Investigations of the influence of dicing techniques on the strength properties of thin silicon. In: *Microelectronics Reliability* 47 (2007), Nr. 2-3, S. 168–178. <http://dx.doi.org/10.1016/j.microrel.2006.09.002>. – DOI 10.1016/j.microrel.2006.09.002. – ISSN 00262714
- [95] SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS: *Choosing an Underfill Resin to Minimize Cost*. 31.03.2011
- [96] ST. JUDE MEDICAL: *News Release: St. Jude Medical Announces Agreement to Acquire Savacor, Inc.* <http://investors.sjm.com/phoenix.zhtml?c=73836&p=irol-newsArticle&ID=791762&highlight=>. Version: 2005
- [97] M. STÅHLBERG, M. DAMGAARD, D. ERSGÅRD, et al.: Estimating changes in cardiac output using an implanted hemodynamic monitor in heart failure patients\*. In: *Scandinavian Cardiovascular Journal* 44 (2010), Nr. 4, S. 201–208. <http://dx.doi.org/10.3109/14017431003631987>. – DOI 10.3109/14017431003631987
- [98] STATISTISCHES BUNDESAMT: Diagnosedaten der Patienten und Patientinnen in Krankenhäusern (einschl. Sterbe- und Stundenfälle). In: *Fachserie 12 / Reihe 6.2.1* (2006)

- [99] D. M. STEINHAUS, R. LEMERY, D. R. J. BRESNAHAN, et al.: Initial experience with an implantable hemodynamic monitor. In: *Circulation* 93 (1996), Nr. 4, S. 745–752. – ISSN 0009–7322
- [100] S. TADIGADAPA, S. MASSOUD-ANSARI ; INTEGRATED SENSING SYSTEMS (ISSYS) INC. (Hrsg.): *Applications of High-Performance MEMS Pressure Sensors Based on Dissolved Wafer Process*. [http://www.mems-issys.com/pdf/issys\\_tech2.pdf](http://www.mems-issys.com/pdf/issys_tech2.pdf). Version: 31.12.2001
- [101] J. A. TALLAJ, I. SINGLA, R. C. BOURGE: Implantable Hemodynamic Monitors. In: *Heart Failure Clinics* 5 (2009), Nr. 2, 261–270. <http://dx.doi.org/10.1016/j.hfc.2008.11.005>. – DOI 10.1016/j.hfc.2008.11.005. – ISSN 1551–7136
- [102] R. TAN, T. McCLURE, C. K. LIN, et al.: Development of a fully implantable wireless pressure monitoring system. In: *Biomedical Microdevices* 11 (2009), Nr. 1, S. 259–264. <http://dx.doi.org/10.1007/s10544-008-9232-1>. – DOI 10.1007/s10544-008-9232-1. – ISSN 1387–2176
- [103] S. TIMOSHENKO, S. WOJNOWSKY-KRIEGER: *Theory of plates and shells*. 2. New York : McGraw-Hill, 1959 (Engineering societies monographs). – ISBN 9780070858206
- [104] K. TRIEU: *Entwicklung und Charakterisierung membran-elastisch gekoppelter Siliziumanordnungen als flexibles Substrat zur CMOS-kompatiblen Integration von 3D-Mikrosystemen*. Duisburg, Diss., 1997
- [105] R. W. TROUGHTON, J. RITZEMA, N. L. EIGLER, et al.: Direct Left Atrial Pressure Monitoring in Severe Heart Failure: Long-Term Sensor Performance. In: *Journal of Cardiovascular Translational Research* 4 (2011), Nr. 1, S. 3–13. <http://dx.doi.org/10.1007/s12265-010-9229-z>. – DOI 10.1007/s12265-010-9229-z. – ISSN 1937–5387
- [106] V. TSOUTI, G. BIKAKIS, S. CHATZANDROULIS, et al.: Impact of structural parameters on the performance of silicon micromachined capacitive pressure sensors. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 137 (2007), Nr. 1, 20–24. <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2007.02.015>. – DOI 10.1016/j.sna.2007.02.015. – ISSN 0924–4247
- [107] U. URBAN, J. G. PFEFFER, T. SCHMITZ-RODE: *Introduction system for introducing a device into a blood vessel, method and introducer sheath unit*. [http://patentscope.wipo.int/search/docservicepdf\\_pct/id000000013236700?page=1](http://patentscope.wipo.int/search/docservicepdf_pct/id000000013236700?page=1). Version: 03.09.2010
- [108] A. URBASZEK, J. KIRCHNER, A. VAN OOYEN, et al.: Hemodynamic Monitoring with an Implantable Pressure Monitor is Improved by Additional Detection of Heart Sounds. In: *Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering* 57 (2012), Nr. 1. <http://dx.doi.org/10.1515/bmt-2012-4358>. – DOI 10.1515/bmt-2012-4358. – ISSN 0013–5585
- [109] R. S. VASAN, M. G. LARSON, E. P. LEIP, et al.: Impact of High-Normal Blood Pressure on the Risk of Cardiovascular Disease. In: *New England Journal of Medicine* (2001), Nr. 345, 1291–1297. <http://www.nejm.org/doi/pdf/10.1056/NEJMoa003417>



- [110] H. E. VERDEJO, P. F. CASTRO, R. CONCEPCIÓN, et al.: Comparison of a Radiofrequency-Based Wireless Pressure Sensor to Swan-Ganz Catheter and Echocardiography for Ambulatory Assessment of Pulmonary Artery Pressure in Heart Failure. In: *Journal of the American College of Cardiology* 50 (2007), Nr. 25, S. 2375–2382. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2007.06.061>. – DOI 10.1016/j.jacc.2007.06.061. – ISSN 0735–1097
- [111] W. VOIGT: *Lehrbuch der Kristallphysik:(mit Ausschluss der Kristalloptik)*. Bd. 34. BG Teubner, 1910
- [112] J. J. VOMHOF: Transoma Medical shuts down. In: *Minneapolis / St. Paul Business Journal* (08.12.2009). <http://www.bizjournals.com/twincities/stories/2009/12/07/daily17.html>
- [113] G. WALLACE, T. CAMPBELL, P. INNIS: Putting function into fashion: Organic conducting polymer fibres and textiles. In: *Fibers and Polymers* 8 (2007), Nr. 2, 135–142. <http://dx.doi.org/10.1007/BF02875782>. – DOI 10.1007/BF02875782. – ISSN 1229–9197
- [114] P. WALTER, U. SCHNAKENBERG, G. VOM BÖGEL, et al.: Development of a Completely Encapsulated Intraocular Pressure Sensor. In: *Ophthalmic Research* 32 (2000), Nr. 6, S. 278–284. <http://dx.doi.org/10.1159/000055626>. – DOI 10.1159/000055626. – ISSN 1423–0259
- [115] A. S. WALTON, H. KRUM: The Heartpod Implantable Heart Failure Therapy System. In: *Heart, Lung and Circulation* 14 (2005), Nr. 2, S. S31–S33. <http://dx.doi.org/10.1016/j.hlc.2005.09.003>. – DOI 10.1016/j.hlc.2005.09.003. – ISSN 14439506
- [116] J. WILDE, E. DEIER: Thermomechanische Einflüsse der Chipklebung auf die Genauigkeit mikromechanischer Drucksensoren Teil 1: Simulation. In: *Technisches Messen* 70 (2003), Nr. 5, 251–257. <http://www.oeldenbourg-link.com/doi/pdf/10.1524/teme.70.5.251.20048>. – ISSN 0171–8096
- [117] K. WILLIAMS, K. GUPTA, M. WASILIK: Etch rates for micromachining processing-part II. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 12 (2003), Nr. 6, S. 761–778. <http://dx.doi.org/10.1109/JMEMS.2003.820936>. – DOI 10.1109/JMEMS.2003.820936. – ISSN 10577157
- [118] N. WINKIN, W. MOKWA: Flexible multi-electrode array with integrated bendable CMOS-chip for implantable systems. In: *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference 2012* (2012), S. 3882–3885. <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346815>. – DOI 10.1109/EMBC.2012.6346815. – ISSN 1557–170X
- [119] WORLD HEALTH ORGANIZATION: *Global Health Risks: Mortality and burden of disease attributable to selected major risks*. [http://www.who.int/healthinfo/global\\_burden\\_disease/GlobalHealthRisks\\_report\\_full.pdf](http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/GlobalHealthRisks_report_full.pdf). Version: 16.10.2009
- [120] J. J. WORTMAN, R. A. EVANS: Young’s Modulus, Shear Modulus, and Poisson’s Ratio in Silicon and Germanium. In: *Journal of Applied Physics* 36

- (1965), Nr. 1, 153–156. <http://dx.doi.org/10.1063/1.1713863>. – DOI 10.1063/1.1713863
- [121] M. S. ZARNIK, D. ROČAK, S. MACEK: Residual stresses in a pressure-sensor package induced by adhesive material during curing: a case study. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 116 (2004), Nr. 3, S. 442–449. <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2004.05.010>. – DOI 10.1016/j.sna.2004.05.010. – ISSN 09244247
- [122] B. ZIAIE, K. NAJAFI: An Implantable Microsystem for Tonometric Blood Pressure Measurement. In: *Biomedical Microdevices* 3 (2001), Nr. 4, 285–292. <http://dx.doi.org/10.1023/A:1012452613720>. – DOI 10.1023/A:1012452613720. – ISSN 1387–2176
- [123] M. R. ZILE, T. D. BENNETT, M. ST. JOHN SUTTON, et al.: Transition From Chronic Compensated to Acute Decompensated Heart Failure: Pathophysiological Insights Obtained From Continuous Monitoring of Intracardiac Pressures. In: *Circulation* 118 (2008), Nr. 14, S. 1433–1441. <http://dx.doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.108.783910>. – DOI 10.1161/CIRCULATIONAHA.108.783910. – ISSN 0009–7322

## FORMELZEICHEN UND ABKÜRZUNGEN

---

### Abkürzungen

ASIC	application specific integrated circuit, anwendungsspezifische integrierte Schaltung
CHF	cardiac heart failure, Herzinsuffizienz
CMP	Chemisch-Mechanisches Polieren
DS	Drucksensor
EEPROM	electrically erasable programmable read-only memory, elektrisch löschbarer programmierbarer Nur-Lese-Speicher
Fr	French (Einheit), $1 \text{ Fr} \cong 0,33 \text{ mm}$
FR4	Trägermaterial für Leiterplatten aus Verbundwerkstoff
HMDS	Hexamethyldisilazan
ICD	Implantierbarer Kardioverter-Defibrillator
IHM	implantable hemodynamic monitor, implantierbarer Herzmonitor
KOH	Kaliumhydroxid
LaDs	Lungenarterien-Drucksensor
LAP	Druck im linken Vorhof, left atrial pressure
LCP	liquid crystal polymer, Flüssigkristallpolymer
MEMS	Mikrosystem, microelectromechanical system
NYHA	New York Heart Association
PASIS	peel-away sheath introducer set, Einführschleuse mit abschälbarer Ummantelung
PDMS	Polydimethylsiloxan
PET	Polyethylenterephthalat, thermoplastischer Kunststoff
PI	Polyimid
REDUCEhf	Studie: Reducing Events in Patients with Chronic Heart Failure
RIE	Reaktives Ionenätzen, reactive ion etching
SAW	surface acoustic wave, akustische Oberflächenwelle

SMD	Oberflächenmontierbares Bauteil, surface mounted device
SPP	Signal-Postprozessor
TMAH	Tetramethylammoniumhydroxid

### Griechische Formelzeichen

$\alpha$	thermischer Ausdehnungskoeffizient	1/K
$\epsilon_0$	Dielektrizitätskonstante des Vakuums	As/Vm
$\epsilon_r$	relative Dielektrizitätszahl	
$\gamma_e$	Spannungsabhängiger Korrekturfaktor für eingespannte Membranen	
$\gamma_s$	Spannungsabhängiger Korrekturfaktor für fest gelagerte Membranen	
$\nu$	Querkontraktionszahl	
$\rho$	Biegeradius	m
$\sigma$	Spannung	Pa
$\sigma_{Bruch}$	Bruchspannung	Pa
$\epsilon$	Dehnung	
$\epsilon_{rr,m}$	radialsymmetrische Membrandehnung	
$\epsilon_s$	Substratdehnung	

### Lateinische Formelzeichen

$dp_{RV}/dt$	Druckänderung in der rechten Herzkammer	mbar/s
$b_G$	Breite der Grabenstruktur	m
$c_{ij}$	Elastizitätstensor	Pa
CO	cardiac output, Herzzeitvolumen	L/min
D	Membransteifigkeit eines Drucksensors	N m
$d_0$	Abstand der Elektroden eines unbelasteten kapazitiven Drucksensors	m
$d_{Di}$	Dicke des Dielektrikums	m
$d_{DS}$	Dicke des Drucksensorssubstrats	m
E	Elastizitätsmodul	Pa
eCO	estimated cardiac output, abgeschätztes Herzzeitvolumen	l/min

$ED$	ejection duration, Auswurfzeit	s
$ePAD$	estimated pulmonary artery diastolic pressure	mbar
$F$	Biegekraft	N
$F_{max}$	Biegekraft bei Probenbruch	N
$h$	Membrandicke eines Drucksensors	m
$HR$	heart rate, Pulsfrequenz	Hz
$k_{OG}$	Kompensationskonstante für Offset und Verstärkung	
$N_r$	Linienlast in radialer Richtung	N/m
$p$	Druck	mbar
$p_{1st}$	Druck zum Zeitpunkt des maximalen Herzschlagvolumens	mbar
$p_{ES}$	Druck bei Erreichen von $dp/dt_{min}$	mbar
$p_{mess}$	gemessener Umgebungsdruck	mbar
$p_{PA}$	Druck in der Pulmonal-/Lungenarterie	mbar
$p_{RV}$	Druck in der rechten Herzkammer	mbar
$R$	Außenradius der Drucksensormembran	m
$R_{Ae}$	Radius des aufliegenden Teils der eingespannten Drucksensormembran	m
$R_{Ag}$	Radius des aufliegenden Teils der fest gelagerten Drucksensormembran	m
$rd_G$	Restdicke unter Grabenstruktur	m
$s$	Verfahrweg der Vierpunktbiegeapparat	m
$s_{Waage}$	Verschiebung der Waage	m
$SV$	Schlagvolumen des Herzens	L
$T_g$	Glasübergangstemperatur	°C
$w$	Durchbiegung	m
$w_g$	Durchbiegung einer fest gelagerten Drucksensormembran	m
$w_e$	Durchbiegung einer eingespannten Drucksensormembran	m
$z$	Abstand zur neutralen Faser im Biegeversuch	m
$Z_c$	patientenspezifische charakteristische Impedanz des Ausflusstrakts	$\frac{\text{mbars}}{\text{L}}$
$Z_p$	Druckzählwert eines Drucksensors in willkürlichen Einheiten	
$Z_T$	Temperaturzählwert eines Temperatursensors in willkürlichen Einheiten	



## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

---

Abbildung 2.1	Schema des menschlichen Herzens	5
Abbildung 2.2	Verlauf des Drucks in Pulmonalarterie $p_{PA}(t)$ und rechter Herzkammer $p_{RV}(t)$ , der Druckänderung in der rechten Herzkammer $dp_{RV}/dt$ und des Auswurfvolumens $SV(t)$ während eines Herzzyklus	6
Abbildung 2.3	CardioMEMS-Drucksensor	9
Abbildung 2.4	Cardiovascular Stent	10
Abbildung 2.5	Medtronic-Sensorkapsel	11
Abbildung 2.6	Medtronic-System	12
Abbildung 2.7	HeartPOD-System	14
Abbildung 2.8	Remon CHF-Monitor	16
Abbildung 2.9	SAW-Drucksensorsystem	17
Abbildung 3.1	(a) Elementarzelle und (b) Ebenenbezeichnung im Siliziumkristall	19
Abbildung 3.2	Kristallrichtung MEMS	20
Abbildung 4.1	Prozessablauf für Negativ- und Positivvlack	28
Abbildung 4.2	Siliziumätzen mit KOH	28
Abbildung 4.3	Schematische Darstellung einer Anlage für Reaktives Ionenätzen (RIE)	29
Abbildung 4.4	Prozessablauf des Ball-Wedge-Verfahrens	34
Abbildung 4.5	Prozessablauf des Wedge-Wedge-Verfahrens	34
Abbildung 4.6	Schemazeichnung eines FlipChip-Bonders	35
Abbildung 5.1	Hyper-IMS-System	39
Abbildung 5.2	Hyper-IMS Drucksensor (mit Genehmigung des Fraunhofer IMS Duisburg)	40
Abbildung 5.3	Schaltbilder HyperIMS-Chipset	41
Abbildung 5.4	Herstellungsprozess der flexiblen Trägerfolie	42
Abbildung 5.5	Aufbau- und Verbindungstechnik der Drucksensortspitze: Anbringen von (a) SMD-Kondensator und Mikrokabel sowie (b) Drucksensorchip	43
Abbildung 5.6	Aufbau- und Verbindungstechnik der Telemetrieplatine	43
Abbildung 5.7	Verkapselte Teile des Hyper-IMS-Implantats [33, 23]	44
Abbildung 5.8	Kalibrationsmessungen am HyperIMS-System bei unterschiedlichen Temperaturen in Abhängigkeit des Umgebungsdrucks (nach Messungen des Fraunhofer IMS Duisburg)	45
Abbildung 5.9	HyperIMS-Kalibrationsgenauigkeit	46
Abbildung 5.10	Positionierung HyperIMS	47
Abbildung 5.11	Messung des HyperIMS- und eines Referenzsystems während der in vivo-Versuche	48
Abbildung 5.12	LaDs-System	49
Abbildung 5.13	Schaltbilder LaDs-Chipset	50
Abbildung 5.14	Druckmessprofile LaDs	52

Abbildung 5.15	Temperaturbelastungsmessung LaDs	53
Abbildung 5.16	Aufbauvarianten LaDs-Sensorelement	53
Abbildung 5.17	LaDs: Ergebnis Druckhysterese-messung	54
Abbildung 5.18	LaDs: Driftverhalten während Drucksprungmessung	55
Abbildung 5.19	LaDs: Ergebnis Dauertemperaturbelastung	56
Abbildung 5.20	LaDs: Ergebnis Drucksprungmessung	57
Abbildung 5.21	LaDs-Sensorelement	58
Abbildung 5.22	Manuell gebogener Drucksensor	60
Abbildung 5.23	Gebogener Drucksensor mit Rückseitenstrukturierung	61
Abbildung 6.1	Simulation: Parameter	64
Abbildung 6.2	Konfiguration der Finiten Elemente Simulation	65
Abbildung 6.3	Simulation: Vernetzter Drucksensor	67
Abbildung 6.4	Simulation: Modell statische Biegung	68
Abbildung 6.5	Simulation: Vernetzung statische Biegung	68
Abbildung 6.6	Biegedehnung Siliziumbalken	69
Abbildung 6.7	Parameter für die Rückseitenstrukturierung	69
Abbildung 6.8	Stauchung Siliziumbalken mit Graben	70
Abbildung 6.9	Querschnitt Plattenkondensator	71
Abbildung 6.10	Durchbiegung Plattenkondensator	71
Abbildung 6.11	Druck-/Kapazitätsverlauf Plattenkondensator	72
Abbildung 6.12	Druck-/Kapazitätsverlauf Plattenkondensator	73
Abbildung 6.13	Querschnitt Druckdose	73
Abbildung 6.14	Durchbiegung Drucksensor	74
Abbildung 6.15	$C_{DS}$ und $C_p$ in Abhängigkeit des Membranradius	75
Abbildung 6.16	3D-Simulation: Verformte Drucksensormembran	75
Abbildung 6.17	3D-Simulation: Biegeabhängigkeit Kapazitätswert	76
Abbildung 7.1	Dicing by Thinning	77
Abbildung 7.2	Vierpunktbiegung	79
Abbildung 7.3	Kraft/Weg-Verhalten der Vierpunktbiegeapparatur	79
Abbildung 7.4	Weibull-Verteilung in Abhängigkeit der Siliziumdicke	80
Abbildung 7.5	Anbindung flexibler Sensoren	81
Abbildung 7.6	Statischer Biegemessstand	82
Abbildung 7.7	Offset/Gain-Scan	83
Abbildung 7.8	Nicht normierte Grundkennlinien	84
Abbildung 7.9	Unterschiedliche Rückseitenqualität für gleiche Proben-gruppe	84
Abbildung 7.10	$C_{rel}$ für ungebogene Drucksensoren	85
Abbildung 7.11	$C_{rel}$ für gebogene Drucksensoren ( $\rho = 40$ mm)	86
Abbildung 7.12	$C_{rel}$ für gebogene Drucksensoren ( $p = 1400$ mbar)	88
Abbildung 7.13	Parameter für die Rückseitenstrukturierung (Dicke des Drucksensors $d_{DS}$ , Grabenbreite $b_G$ , Restdicke des Sensors unter den Gräben $rd_G$ )	89
Abbildung 7.14	Rückseitenätzen	90
Abbildung 7.15	Rückseitenprofil für unterschiedliche Grabentiefen und -breiten	92
Abbildung 7.16	Rückseitenätzen 3D	93
Abbildung 7.17	$C_{rel}$ für gebogene Drucksensoren ( $\rho = -40$ mm) mit Gra-benstruktur	94



- Abbildung 7.18  $C_{rel}$  für gebogene Drucksensoren ( $p = 1200$  mbar), Vergleich 95
- Abbildung 7.19  $C_{rel}$  für gebogenen Drucksensoren ( $p = 1000, 1200$  und  $1400$  mbar) 96
- Abbildung 7.20 Bruchdehnung  $\varepsilon_{Bruch}$  in Abhängigkeit von Dicke und Strukturierungsart 97
- Abbildung 8.1 Grabenstruktur Rückseite 100



## TABELLENVERZEICHNIS

---

Tabelle 2.1	NYHA-Klassifikation von Schweregraden bei Herzerkrankungen [43]	4	
Tabelle 2.2	Monitoringsysteme für Herzinsuffizienzpatienten	8	
Tabelle 3.1	Kosinusfaktoren zur Transformation der Steifigkeitsmatrix	22	
Tabelle 4.1	Lotpasten	30	
Tabelle 4.2	Leitklebstoffe	32	
Tabelle 5.1	Mittlere quadratische Abweichung in mbar vor und nach Dauertemperaturbelastung in Abhängigkeit der LaDs-Aufbauart		55
Tabelle 5.2	Platzangebot für intravasale Druckmesssysteme (nach [84])	59	
Tabelle 6.1	Materialparameter der Finiten Elemente Simulation	66	
Tabelle 7.1	Probenverteilung gedünnte und strukturierte Drucksensoren	91	



## VITA

---

- 10/2014 - jetzt      Projektleitung in der Medizintechnik
- 09/2008 - 08/2014      Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Werkstoffe der Elektrotechnik 1 der RWTH Aachen
- 10/2002 - 06/2008      Studium der Elektrotechnik an der FAU Erlangen-Nürnberg (Studienschwerpunkt: Mikroelektronik, Sensorik, Halbleitertechnik; Diplomarbeit: Simulation und Herstellung einer Mikrospule zur Magnetfelderzeugung für einen magnetostriktiven Mikroaktor)
- 03/2007 - 06/2007      Studienarbeit am Laboratory of Micro- and Nanosystems der Königlich Technischen Hochschule (KTH) Stockholm (Feasibility Study for an SMA-Powder Composite Microcantilever)
- 09/2005 - 07/2006      Auslandsstudium an der KTH Stockholm
- 09/1993 - 07/2002      Marie-Therese-Gymnasium Erlangen
- 09/1989 - 07/1993      Grundschule Eckenhaid