

Design resonanter Transponder zur Messung der Pulswellengeschwindigkeit

Jonathan Schächtele¹, Alexej Domnich¹ und Thomas Velten²

¹Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung, Mannheim, Stuttgart

²Fraunhofer-Institut für Biomedizinische Technik, St. Ingbert

Kontakt: jonathan.schaechtele@ipa.fraunhofer.de

Einleitung

In-Stent Restenosen sind eine häufig auftretende Komplikation nach der Implantation von Stents. Auch moderne medikamentenfreisetzende Stents konnten diese Problematik bislang nicht beseitigen. Sie verzögern die Restenose oft nur oder begünstigen Thrombosen [1], [2]. Aufgrund der großen Zeitintervalle zwischen den Nachuntersuchungen und der aufwändigen Diagnose werden Restenosen heutzutage oft sehr spät erkannt. Am Fraunhofer IPA wird daher an einem in den Stent integrierten Früherkennungssystem gearbeitet. Als Messgröße verwendet dieses die Laufzeit der Pulswelle innerhalb des Stents, welche durch eine Restenose verkürzt wird.

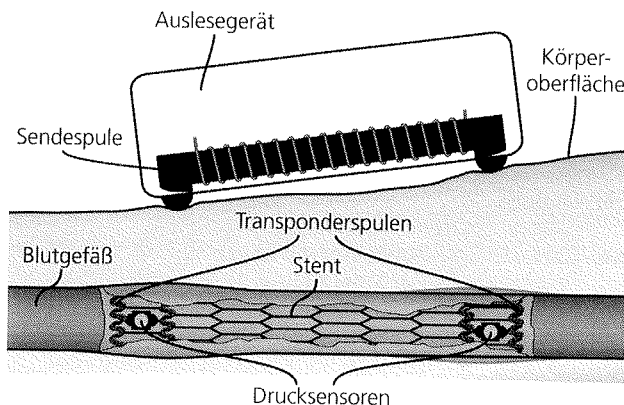


Abb. 1: Konzept des drahtlosen Messsystems

Es wurde ein Konzept entwickelt, um die Geschwindigkeit der Pulswelle in einem vaskulären Stent mit einer passiven integrierten Sensorik zu erfassen [3]. Der Aufbau hierzu ähnelt dem in [4]. An den Enden des Stents wird je ein kapazitiver Drucksensors platziert, der mit je einer Spule zu einem Schwingkreis (Transponder) verbunden ist. Ein extrakorporal appliziertes Auswertegerät erzeugt mittels einer weiteren Spule ein magnetisches Wechselfeld (siehe Abb. 1). Die Frequenz dieses Felds und die Transponder müssen so ausgelegt werden, dass beim Durchlauf der Pulswelle die Transponder kurz mit dem äußeren Feld in Resonanz geraten. Die dabei auftretende Änderung der Impedanz an der Spule des Auswertegeräts wird detektiert und aus dem zeitlichen Abstand der Resonanzen an den Transpondern auf die Geschwindigkeit der Pulswelle geschlossen. In ersten Versuchen konnte dieses induktive Messprinzip bereits statisch verifiziert werden [5]. Als nächstes soll ein Proof-of-Principle des dynamischen Messvorgangs in einem am Fraunhofer IPA entwickelten

Versuchsstand durchgeführt werden. Mit dem Versuchsstand lassen sich Pulswellen beliebiger Form nachbilden. Als Gefäßmodell wird derzeit ein synthetischer Schlauch aus Latex benutzt, es lassen aber auch andere Gefäßmodelle unterschiedlicher Länge und Materialien integrieren.

Es gibt keine Sensoren auf dem Markt, die die notwendigen Anforderungen für den Einsatz erfüllen. Zusammen mit dem Institut für Biomedizinische Technik (IBMT) in St. Ingbert wird an der Realisierung geeigneter Sensoren gearbeitet. Dieser Beitrag beschreibt das Konzept zum Aufbau der Transponder, die Dimensionierung und die Realisierung.

Methoden und Materialien

Beim Design der Transponder wurde darauf Wert gelegt, dass sie schnell mit verfügbarer Technologie zu realisieren sind und nicht zu weit von einem für ein Implantat verwendbaren Design abweichen. Der Fokus lag jedoch klar auf dem Einsatz im Prüfstand. Es ergeben sich einige Anforderungen an die Transponder:

1) Das im Prüfstand verwendete Blutgefäßmodell besitzt einen Durchmesser von 6 mm. Die Transponder müssen in dieses Gefäß eingebracht werden können, ohne den Fluss des Mediums wesentlich zu behindern. Für den Abstand der Sensoren wird ein sehr günstiger Fall von 8 cm angenommen, was einem langen, peripheren Stent entsprechen würde.

2) Um ohne ständige Wechsel der Transponder ausreichend Versuche durchführen und Daten sammeln zu können, müssen die Transponder mindestens einige Stunden, besser einige Tage, im Medium des Versuchsstands (ein Wasser/Glycerin-Gemisch) funktionsfähig bleiben.

3) Damit die beiden Resonanzen der Transponder während des Durchlaufs der Pulswelle klar voneinander zu unterscheiden sind, dürfen sie nicht überlappen. Dies stellt gewisse Anforderungen an Güte der Schwingkreise und Sensitivität der Drucksensoren. Setzt man voraus, dass die beiden Resonanzpeaks wenigstens einen Abstand besitzen müssen, der ihrer 3dB-Bandbreite entspricht, beide Transponder identisch sind und beide Transponder die gleiche, lediglich zeitlich verschobene Pulswelle erfahren, ergibt sich folgende Forderung für die Empfindlichkeit der Sensoren:

$$S_C \geq S_{C,min} = \left[\left(\frac{Q}{Q-1} \right)^2 - 1 \right] \cdot \frac{C_{trig} \cdot v}{a \cdot S_p} \quad (1)$$

Dabei ist

$$S_c = \left. \frac{dC}{dp} \right|_{p=p_{trig}}$$

die Empfindlichkeit der kapazitiven Drucksensoren beim Druck p_{trig} , bei dem die Resonanzfrequenz des Transponders f_{res} gleich der Frequenz des anregenden Feldes f_{obs} ist (Triggerzeitpunkt t_{trig}). Q bezeichnet den Gütefaktor der Transponderschwingkreise, v die Pulswellengeschwindigkeit, a den axialen Abstand der Sensoren, C_{trig} die Kapazität der Drucksensoren zum Triggerzeitpunkt und

$$S_p = \left. \frac{dp}{dt} \right|_{t=t_{trig}}$$

die Steigung der Druckkurve zum Triggerzeitpunkt. Die Kapazität C_{trig} steht im Zusammenhang mit der Induktivität der Transponderspule L und der Frequenz f_{obs} :

$$C_{trig} = \frac{1}{(2\pi f_{obs})^2 \cdot L}$$

Für die Auslegung der Sensoren wurde von einer typischen Pulswelle aus der Literatur ausgegangen (vgl. Abb. 2). Die Messung erfolgt bevorzugt an der ansteigenden Flanke, wo die Kurve die höchste Steigung hat. Bei einem angestrebten Triggerdruck p_{trig} von 100 mmHg (in Abb. 2 als horizontale Linie dargestellt) beträgt die Steigung S_p etwa 570 mmHg/s.

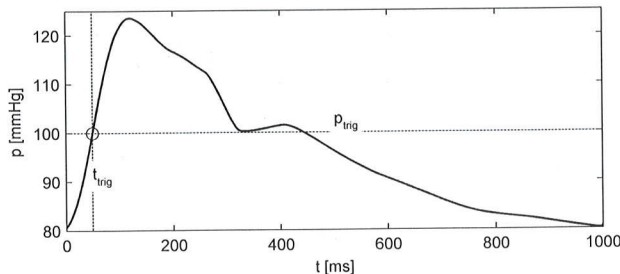


Abb. 2: Typischer Verlauf einer Pulsdruckkurve aus [6]

Mit dem Fraunhofer IBMT wurde ein Konzept erarbeitet, um Transponder mit den gegebenen Anforderungen zu realisieren. Dazu wird eine Anordnung auf einem flexiblen Folienmaterial gewählt, die in Abb. 3 schematisch dargestellt ist. Die Spulen werden mittels der Verfahren zur Herstellung flexibler Leiterplatten auf Polyimidbasis von einem Zulieferer gefertigt. Die ebenfalls auf Basis von dünnen Polyimidschichten realisierten kapazitiven Drucksensoren werden vom Fraunhofer IBMT separat mittels mikromechanischer Methoden hergestellt. Sie bestehen aus zwei dünnen Polyimidfolien, welche jeweils aus mehreren, je nur fünf Mikrometer dünnen Polyimidschichten aufgebaut sind. Dünne, mittels Kathodenzerstäuben abgeschiedene Metallschichten dienen als Kondensatorelektroden. Nach dem Fügen zweier solcher Polyimidfolien ist zwischen den Folien im Bereich der Elektroden ein Luftvolumen eingeschlossen. Zwischen beiden Folien befinden sich Abstandhalter, um sie an den nicht sensitiven Flächen auf einem definierten Abstand zu halten. Die Innenbereiche der Folien wirken als Membranen, welche durch die Differenz zwischen äußerem und innerem Druck verformt

werden. Diese Drucksensoren werden mit den Spulen verbunden. Die gesamte flache Anordnung lässt sich entlang der Längsachse rollen und so in das Blutgefäßmodell einbringen. Dadurch erhalten die Spulen eine sattelförmige Geometrie.

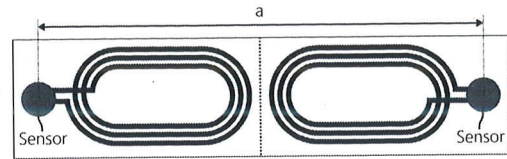


Abb. 3: Anordnung von Spulen und Drucksensoren

Lösung

Herstellung

Die grundlegenden Prozessschritte zur Herstellung der folienbasierten Drucksensoren wurden im Wesentlichen bereits in [7] beschrieben. Eine Abfolge von dünnen Polyimidschichten wird auf einem Siliziumwafer realisiert, indem jede Schicht zunächst als flüssiges Polyimid aufgeschleudert und anschließend bei hoher Temperatur imidiert wird. Zur Realisierung der Strukturen des Drucksensors sind jedoch geringfügige Modifikationen des in [7] angegebenen Prozessablaufs nötig, wenngleich die Einzelprozesse gleich sind. Der verwendete Prozessablauf zur Herstellung einer Drucksensorhälfte ist in Tab. 1 dargestellt. Zwei dieser Hälften werden miteinander verklebt.

Tab. 1: Prozessablauf zum Herstellen einer Hälfte eines Drucksensors

	Schritt 1: Erste Polyimidschicht als Substrat auf einen Siliziumwafer aufschleudern und imidisieren
	Schritt 2: Erste Metallschicht abscheiden und als Elektrode strukturieren
	Schritt 3: Zweite Polyimidschicht als Abstandhalter aufbringen (verhindert später das Berühren der Elektroden)
	Schritt 4: Zweite Metallschicht als Ätzstopp abscheiden
	Schritt 5: Dritte Polyimidschicht aufbringen
	Schritt 6: Dritte Metallschicht abscheiden
	Schritt 7: Dritte Metallschicht strukturieren; Durch diese hindurch dritte Polyimidschicht bis zum Ätzstopp ätzen
	Schritt 8: Ätzmaske und Teile der Ätzstoppsschicht entfernen
	Schritt 9: Polyimidschichten vom Siliziumwafer ablösen.

Zum elektrischen Kontaktieren des Drucksensors auf der Platine wird die in [7] beschriebene und dort als „Micro-Flex interconnection“ bezeichnete Methode eingesetzt. Unter Zuhilfenahme eines herkömmlichen Ball-Wedge-Bonders lassen sich metallische Kontaktflächen der Polyimidfolie mit Kontaktflächen der Leiterplatte mittels einer Goldkugel verbinden. Zuletzt werden die gesamten Transponder in Silikon gekapselt, um die geforderte Dichtigkeit der zu gewährleisten.

Modellierung

Zur Auslegung der Sensoren wurde zunächst ausgehend von [8] ein Modell erstellt. Dabei wurde von einer kreisrunden Membran ausgegangen. Die Elektrodenflächen sind ebenfalls kreisrund und erstrecken sich bis zum Membranrand. Die Steifigkeit der Elektroden-schichten wird vernachlässigt, ebenso die Kapselung aus Silikon. Abb. 4 zeigt einen Querschnitt durch die Membran mit den im Folgenden verwendeten Symbolen zur Beschreibung der Geometrie.

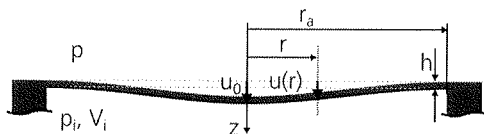


Abb. 4: Querschnitt der Sensormembran mit Formelzeichen

Die Membran reagiert auf eine Druckdifferenz

$$\Delta p = p - p_i \quad (2)$$

mit einer Durchbiegung

$$u(r) = u_0(\Delta p) \cdot \left[1 - \left(\frac{r}{r_a} \right)^2 \right]^2.$$

Dadurch verdrängt sie im Inneren des Sensors ein Volumen

$$V^* = 2\pi \int_0^{r_a} r u(r) dr = \frac{1}{3} \pi u_0(\Delta p) r_a^2.$$

Es wurde angenommen, dass das eingeschlossene Luftvolumen dem Gesetz für ideale Gase gehorcht. Zum Zeitpunkt des Zusammenbaus des Sensors gilt daher

$$p_0 \cdot V_0 = n \cdot R_m \cdot T_0,$$

wobei p_0 , V_0 und T_0 Druck, eingeschlossenes Volumen und Temperatur zu diesem Zeitpunkt bezeichnen. Die eingeschlossene Stoffmenge n bleibt konstant. Fortan gilt:

$$p_i(\Delta p) \cdot V_i(\Delta p) = n \cdot R_m \cdot T = \beta \quad (3)$$

mit

$$\beta = p_0 \cdot V_0 \cdot \frac{T}{T_0}$$

und

$$V_i(\Delta p) = V_0 - V^*.$$

Der Zusammenhang zwischen u_0 und Δp ist [8] zu entnehmen:

$$u_0(\Delta p) = \frac{r_a^4}{64D} \cdot \Delta p \quad (4)$$

mit

$$D = \frac{Y \cdot h^3}{12 \cdot (1 - \nu^2)}.$$

Es wird davon ausgegangen, dass die Sensoren nur eine verformbare Membran besitzen (vgl. Abb. 5). Das innere Volumen des Sensors lässt sich dann mit der Gleichung

$$V_i(\Delta p) = V_0 - V^*(\Delta p) = V_0 - \gamma \cdot \Delta p$$

mit

$$\gamma = \frac{r_a^6 \cdot \pi}{192D}$$

beschreiben.

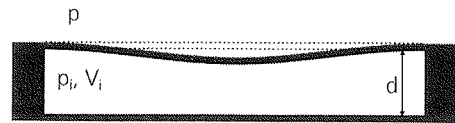


Abb. 5: Querschnitt des Drucksensors mit einer Membran

Formel (3) wird damit zu

$$p_i \cdot (V_0 - \gamma \cdot \Delta p) = \beta.$$

Setzt man nun (2) ein, löst nach p_i auf und schließt unmögliche Lösungen aus, ergibt sich für den Druck im Inneren des Sensors

$$p_i(p) = \frac{1}{2\gamma} \left[\sqrt{(V_0 - \gamma p)^2 + 4\gamma\beta} - (V_0 - \gamma p) \right].$$

Formel (4) lässt sich hiermit zu

$$u_0(p) = \frac{r_a^4}{64D} \left(p - \frac{1}{2\gamma} \left[\sqrt{(V_0 - \gamma p)^2 + 4\gamma\beta} - (V_0 - \gamma p) \right] \right) \quad (5)$$

umformen. Analog zu [8] lässt sich aus diesen Gleichungen die Sensorkapazität in Abhängigkeit des Drucks ableiten:

$$C(u_0) = \int_0^{u_0} \frac{\varepsilon_0 \cdot 2\pi r}{d - u(r)} dr = \frac{C_0}{2\sqrt{\frac{u_0}{d}}} \cdot \ln \left[\frac{\frac{d}{u_0} + \sqrt{\frac{d}{u_0}}}{\frac{d}{u_0} - \sqrt{\frac{d}{u_0}}} \right] \quad (6)$$

Die Empfindlichkeit ergibt sich daraus:

$$S_c = \frac{dC}{dp} = \frac{r_a^4}{256D \cdot u_0} \cdot [C_0 - C(u_0)] \cdot \left\{ 1 - \frac{\gamma p - V_0}{\sqrt{(\gamma p - V_0)^2 + 4\gamma\beta}} \right\} \quad (7)$$

Annahmen und Vorgaben für die Dimensionierung

Aus dem geforderten Abstand der beiden Sensoren und dem Durchmesser des Gefäßmodells ergeben sich Größenbeschränkungen für die Spule. Die Spulen der beiden Transponder sollen sich nicht überlappen und nach dem Rollen etwa den halben Umfang des Gefäßes einnehmen. Aus numerischen Simulationen ergab sich, dass die Induktivität einer solchen Spule bis zu 5 µH und der Gütefaktor bis zu 100 betragen. Es wurde davon ausgegangen, dass die Güte der Spule sehr viel geringer ist als die des Drucksensors, so dass diese dominiert.

Als Betriebsfrequenzen für das System wurden 8, 10,5, 27 und 35 MHz in Betracht gezogen. Diese Frequenzen dürfen für induktive bzw. medizinische Funkanwendungen genutzt werden¹. Der Durchmesser der Sensormembran wurde auf 4 mm festgesetzt.

Aufgrund des beschriebenen Fertigungsverfahrens ergeben sich weitere Beschränkungen bei der Optimierung. Es

¹ Bundesnetzagentur Vfg. 4/2010, Vfg. 4/2014, Vfg. 32/2007

wurden zwei grundsätzliche Strukturen zugelassen: Bei der einen Variante werden die Drucksensoren aus zwei identischen Hälften gefügt (vgl. Abb. 6 oben), bei der anderen wird nur eine Hälfte mit Abstandhaltern und Deckschicht versehen, die andere besteht nur aus Substrat und Elektrode (vgl. Abb. 6 unten). Aus prozesstechnischen Gründen ist die Dicke der Abstandhalterschichten h_s 5 μm , die der Deckschicht h_c 4 μm und die des Substrats h_f 5 μm .

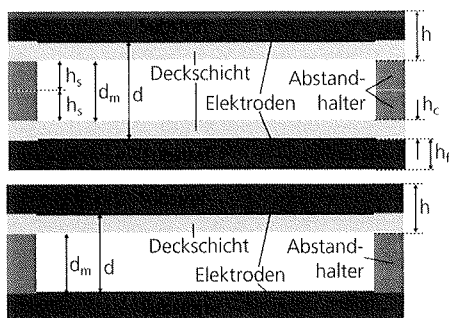


Abb. 6: Aufbau der Drucksensoren: Varianten

Der Abstand d zwischen den Elektroden ist damit nicht mehr gleich dem Abstand zwischen Membran und Rückwand. Für diesen wird das Symbol d_m eingeführt. Es ergeben sich die möglichen Kombinationen in Tab. 2.

Tab. 2: Kombinationen von d und d_m

#	1	2	3
d [μm]	9	14	18
d_m [μm]	5	10	10

Es wurde auch eine Variante des Modells erstellt, bei der der Sensor zwei identische verformbare Membranen (oben und unten) besitzt. Es zeigte sich jedoch, dass dies kaum Einfluss auf die Ergebnisse hat. Offensichtlich dominiert die Steifigkeit des eingeschlossenen Luftvolumens gegenüber der Steifigkeit der Membran(en). Deswegen musste bei der Modellierung auch nicht strukturell zwischen den beiden Aufbauvarianten (Abb. 6) unterschieden werden.

Dimensionierung

Tab. 3 fasst die vorgegebenen Parameter der Drucksensoren zusammen.

Tab. 3: Konstante Größen bei der Optimierung

Bezeichnung	Symbol	Wert	Einheit
Radius der Membran	r_a	2	mm
Triggerdruck gegenüber p_0	p_{trig}	100	mmHg
Dicke der Membran ($h_c + h_f$)	h	9	μm
E-Modul der Membran	Y	4,8	GPa
Querkontraktionszahl der Membran	ν	0,31	
Druck beim Fügen	p_0	1013,25	hPa
Temperatur Fügen	T_0	21	$^{\circ}\text{C}$
Temperatur im Betrieb	T	21	$^{\circ}\text{C}$

Für die Dimensionierung wird zunächst die Sensorkapazität beim Triggerdruck aus (6) ermittelt. Anschließend

wird die notwendige Induktivität errechnet, um bei der vorgegebenen Frequenz Resonanz zu erzielen. Wenn dies mit der maximalen Induktivität $L_{max}=5 \mu\text{H}$ nicht möglich ist, wird die maximale Induktivität gewählt und die Kapazität durch parallel Schalten eines Kondensators erhöht.

Ergebnisse

Entscheidend für das Design ist das aus (1) und (7) berechnete Verhältnis $S_C/S_{C,min}$, das mindestens 1 sein muss.

Entspricht das eingeschlossene Luftvolumen V_0 einem Zylinder, der von Membranaußenrand, Membranfläche und Sensorrückseite begrenzt wird ($V_0 = r_a^2 \pi d_m$), ergeben sich die in Tab. 4 aufgelisteten Werte für die Kombinationen aus Tab. 2 und die vorausgewählten Frequenzen.

Tab. 4: Ergebnisse bei minimalem Volumen

d [μm]	d_m [μm]	f_{obs} [MHz]	L [μH]	$S_C/S_{C,min}$
9	5	8,0	5,0	2,6 %
9	5	10,5	5,0	4,5 %
9	5	27,0	2,6	15,4 %
9	5	35,0	1,6	15,4 %
14	10	8,0	5,0	2,3 %
14	10	10,5	5,0	4,0 %
14	10	27,0	4,0	21,1 %
14	10	35,0	2,4	21,1 %
18	10	8,0	5,0	1,3 %
18	10	10,5	5,0	2,2 %
18	10	27,0	5,0	14,7 %
18	10	35,0	3,1	15,4 %

Keine dieser Kombinationen kann die Mindestanforderungen erfüllen. Die Verformung reicht offenbar nicht aus. Es spricht aber nichts dagegen, dass sich die Kavität über die Membranränder hinaus erstreckt:

$$V_0 = V_{fact} \cdot r_a^2 \pi d_m$$

Abb. 7 zeigt das Verhältnis $S_C/S_{C,min}$ in Abhängigkeit des Faktors V_{fact} für die vorausgewählten Frequenzen und $d=14\mu\text{m}$, $d_m=10\mu\text{m}$. Die Kurven für 27 und 35 MHz liegen sehr nahe zusammen und können daher in der Grafik nicht unterschieden werden. Diese beiden Kurven überschreiten $S_C/S_{C,min}=1$ bei etwa $V_{fact}=2,5$. Die Kurven enden bei $V_{fact}=2,9$, da dort die Durchbiegung so groß wird, dass die Membran die Sensorrückseite berühren würde. Bei den beiden anderen Aufbauvarianten (nicht dargestellt) wird die Mindestanforderung nicht erreicht.

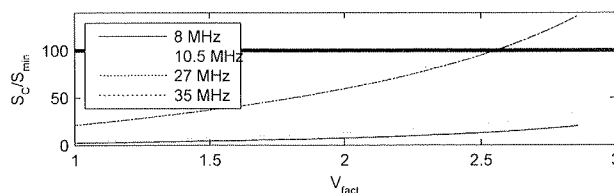


Abb. 7: $S_C/S_{C,min}$ in Abhängigkeit von V_{fact}

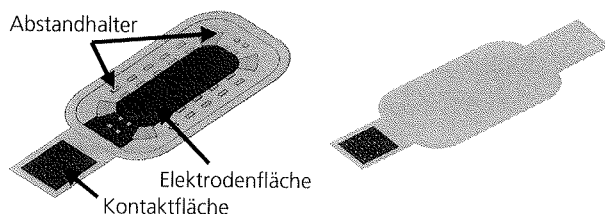
Als Kompromiss zwischen Erfüllung des Mindestkriteriums und mechanischem Kontakt der Membran wurde $V_{fact}=2,7$ gewählt. Tab. 5 zeigt die zugehörigen Ergebnisse.

Tab. 5: Kombinationen, die die Anforderungen erfüllen

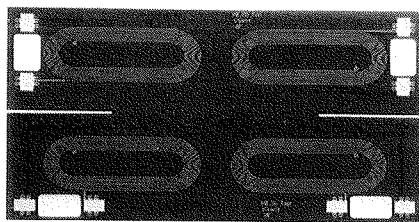
d [μm]	d_m [μm]	f_{obs} [MHz]	V_{fact}	L [μH]	$S_C/S_{C,min}$
14	10	27,0	2,7	3,1	115,4 %
14	10	35,0	2,7	1,84	115,4 %

Da eine große Induktivität für die Kopplung zum Sender vorteilhaft ist, wurde die Frequenz 27 MHz gewählt.

Um die Ausdehnung der Drucksensoren in einer Raumrichtung zu verkleinern und so eine bessere zeitliche Auflösung erreichen zu können, wurde eine längliche anstatt einer runden Form gewählt (vgl. Abb. 8). Die Fläche der Membran bleibt dabei gleich. Die Auswirkungen sind noch genauer zu analysieren. Die Sensoren befinden sich zum Zeitpunkt der Einreichung dieses Artikels noch in der Fertigung.

**Abb. 8:** CAD-Design einer Drucksensorhälfte (links) und eines zusammengefügten Drucksensors (rechts)

Die Spulen konnten bereits hergestellt werden (siehe Abb. 9). Ihre gemessene Induktivität bei 27 MHz liegt bei etwa 4,8 μH, so dass evtl. noch eine Iteration durchlaufen werden muss. Die Eigenresonanzfrequenz beträgt 65 MHz und die Güte etwa 100. Auf den Leiterplatten sind Aussparungen und Kontaktpads für die Drucksensoren vorgesehen. Es wurden zwei Varianten für unterschiedliche Anordnungen vorgesehen.

**Abb. 9:** Gefertigte Spulen auf Polyimidfolie

Diskussion

Es konnte ein Konzept gefunden werden, um Transponder für einen Proof-of-Concept zu realisieren. Die Herstellung war zum Zeitpunkt der Einreichung dieses Artikels jedoch noch nicht abgeschlossen. So steht die Validierung des verwendeten Modells noch aus. Einige weitere Fragen bleiben ebenfalls noch offen.

Die kapazitiven Drucksensoren besitzen ein kleines, abgeschlossenes Luftvolumen. Ihr Verhalten ist daher sehr stark von Temperatur und Umgebungsdruck abhängig. Bei den Versuchen kann die Temperatur reguliert werden. Bei einem späteren Einsatz im menschlichen Körper wäre die Temperatur ebenfalls weitgehend konstant, der absolute Blutdruck ist aber vom Umgebungsdruck abhängig. Vo-

raussichtlich muss eine Lösung gefunden werden, um konstante Drücke über der Drucksensormembran auszugleichen.

Der Blutdruck ist variabel. Ebenso können sich die Eigenschaften der Transponder über der Zeit, z.B. durch Ablagerungen, verändern. Der Triggerdruck und damit die Frequenz des Auswertegeräts müssen daher anpassbar sein. Es ist noch nicht geklärt, ob die zulässigen Frequenzbänder hierfür ausreichen.

In dem Modell wurde nicht berücksichtigt, dass auch die Sensoren beim Einbringen in das Gefäßmodell gerollt werden. Dadurch verändern sich die Eigenschaften. Aufgrund des kleinen Membranabstands gegenüber der Membranfläche sind die Sensoren sehr empfindlich.

Weitere Parameter, die bisher noch nicht optimiert wurden, sind die Elektrodenfläche (die Elektroden müssen nicht notwendigerweise die gesamte Membran bedecken), die Größe der Sensormembran und die Anzahl der Sensormembranen, von denen auch mehrere parallel geschaltet werden können.

Literatur

- [1] STEINBERG, D. H. ; SATLER, L. F.: Drug-eluting stent thrombosis. In: *Minerva cardioangiologica* 56 (2008), Nr. 1, S. 127–37
- [2] GARG, P. ; MAURI, L.: The conundrum of late and very late stent thrombosis following drug-eluting stent implantation. In: *Current opinion in cardiology* 22 (2007), Nr. 6, S. 565–71
- [3] Fraunhofer-Gesellschaft zur Förderung der angewandten Forschung e.V.: Zylinderförmige Vorrichtung, Pulswellengeschwindigkeitsmesssystem und Verfahren zum Messen einer Pulswellengeschwindigkeit. Erfinder: Domnich, A. ; Schächtele, J.. 02.08.2012. Anmeldung: 28.01.2011. DE, Offenlegungsschrift DE102011009695A1.
- [4] TAKAHATA, K. ; GIANCHANDANI, Y. B. ; WISE, K. D.: Micromachined Antenna Stents and Cuffs for Monitoring Intraluminal Pressure and Flow. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 15 (2006), Nr. 5, S. 1289–1298
- [5] SCHÄCHTELE, J. ; DOMNICH, A.: Drahtloses Restenose-Früherkennungssystem mit passiver Sensorik zur Integration in einen Stent. In: *4. Dresdner Medizintechnik-Symposium*. Dresden : TUDpress, 2012, S. 229–232
- [6] HEFFERNAN, K. S. ; LEFFERTS, W. K. ; AUGUSTINE, J. A.: Hemodynamic correlates of late systolic flow velocity augmentation in the carotid artery. In: *International journal of hypertension* 2013 (2013)
- [7] MEYER, J.-U. ; STIEGLITZ, T. ; SCHOLZ, O. ; HABERER, W. ; BEUTEL, H.: High density interconnects and flexible hybrid assemblies for active biomedical implants. In: *IEEE Transactions on Advanced Packaging* 24 (2001), S. 366–374
- [8] JONES, T. B. ; NENADIC, N. G.: *Electromechanics and MEMS*. Cambridge : Cambridge University Press, 2013