# Neue Möglichkeiten durch Drucksensoren in unserem Körper

*Vergleich Mikrosensoren zur in-vivo Druckmessung*

***Bild 1: Minimalinvasive Katheteruntersuchung im Krankenhaus***

Fortschritte in der Halbleiterfertigung erlauben immer kleinere MEMS-Drucksensoren (Mikro-ElektroMechanischeSysteme) aus Silizium. Gleichzeitig wächst der Bedarf aus der Medizintechnik nach in-vivo, also am lebenden Menschen einsetzbaren Druckaufnehmern. Diese neuen, extrem miniaturisierten Drucksensoren werden in Form von Kathetern minimalinvasiv im Zuge einer Operation in den Körper eingebracht und dienen der medizinischen Diagnose. Sie liefern digital verfügbare Echtzeitdaten des intrakraniellen oder intraokularen Drucks, zur Kontrolle der Aorta oder Niere, zur optimalen Positionierung des Katheters für die Atherektomie oder zur Messung der intrakoronaren fraktionellen Flussreserve bei arteriellen Ablagerungen.

Die AMSYS GmbH & Co. KG bietet Beratung bei der Auswahl geeigneter Drucksensoren und versucht nachfolgend einen kurzen Überblick über die eingesetzten Techniken zu geben.

## In-vivo Druckmessung mit externen Sensoren

Bereits seit etlichen Jahren werden Drücke über dünne, mit Flüssigkeit gefüllte Schläuche und externen Sensoren gemessen. Diese Bauform hat jedoch gravierende Nachteile gegenüber der in-vivo Messung: Durch die große Flüssigkeitssäule und die notwendige Elastizität des Schlauchs kommen alle Druckänderungen „weichgespült“ am Sensor an. Dies liegt zum einen an der Trägheit der als Druckmittler eingesetzten Flüssigkeit. Zum anderen führen geringe Druckspitzen zu einer minimalen Volumenänderung des Schlauchs, sie werden schlicht absorbiert. Alles in allem wirkt der dünne flüssigkeitsgefüllte Schlauch wie ein Tiefpass. Letzten Endes kann der außerhalb des Körpers an dem Katheter eingesetzte Drucksensor auch nur das Signal messen, was bei ihm ankommt: Seine Genauigkeit kann noch so gut sein, evtl. relevante Druckspitzen werden nicht korrekt aufgenommen, eine Diagnose ist in vielen Fällen nicht möglich. Sein Vorteil: Da er Verbindung zur Umgebung hat, kann er direkt den Relativdruck messen. Allerdings ist auf seine Lage relativ zur Höhe des Messpunkts zu achten, um Messergebnisse nicht zu verfälschen.

## Optische Druckmesstechnik

Wesentlich genauer ist die optische in-vivo Druckmessung über ein Fabry-Pérot Interferometer. Die Miniaturisierung dieses Messprinzips wurde überhaupt erst durch die Glasfasertechnologie möglich und ist seit etwa 20 Jahren auf dem Markt. Der Aufbau dieser auch als MOMS, Mikro-Opto-Mechanische-Systeme bezeichneten Sensoren ist in Bild 2 dargestellt.

Das aus der Glasfaser austretende Licht wird zum einen an der flexiblen Membran reflektiert, zum anderen an der fest am Ende der Glasfaser montierten trommelförmigen Struktur. Der Hohlraum dazwischen ist evakuiert. Beide Anteile interferieren miteinander. Ändert sich die Biegung der Membran durch eine äußere Druckände-

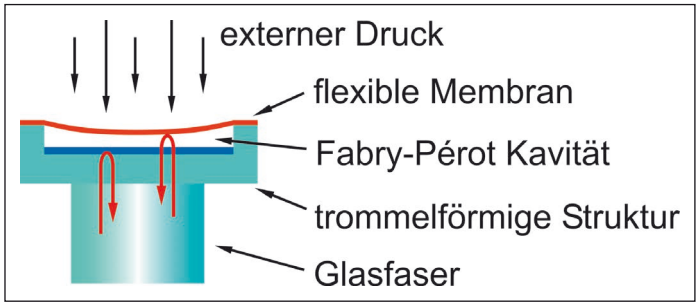


***Bild 2: Aufbau und Funktionsprinzip eines Fabry-Pérot Drucksensors***

*Autor:*
*Stefan Falk,*
*Produktmanager*

*Amsys*
*www.amsys.de*

rung, ändert sich auch die Phase der beiden interferierenden Lichtwellen zueinander, es kommt zu konstruktiver oder destruktiver Interferenz. Je nach eingesetzter Wellenlänge können Verbiegungen bis hinunter in den Nanometer-Bereich zuverlässig detektiert werden.

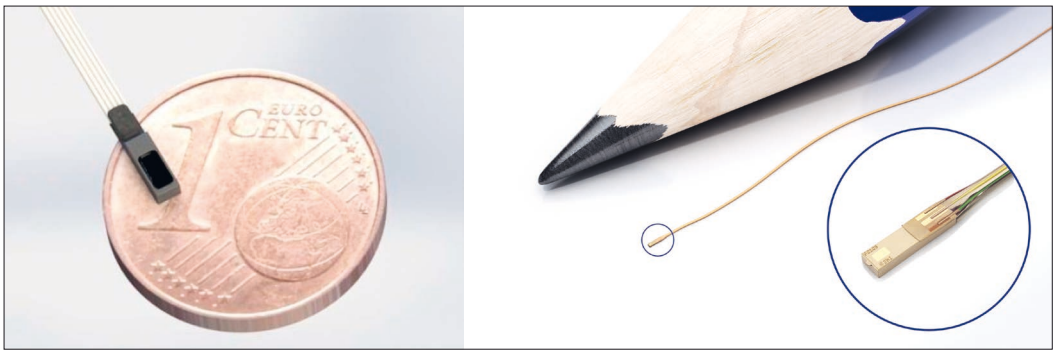


*Bild 3: Ultrakompakte MEMS-Drucksensoren zur Verwendung in medizinischen Kathetern im Größenvergleich (links: Metallux MEM2000, rechts: TE IntraSense)*

## Unempfindlich gegen elektromagnetische Störungen

Ein großer Vorteil von MOMS ist deren Unempfindlichkeit auf elektromagnetische Störungen, so dass diese Drucksensoren auch in Magnetresonanztomographen (MRTs), in der Elektrochirurgie oder auch während der Patientenstimulation durch elektrische Schocks eingesetzt werden können. Zudem sind diese Sensoren deutlich unempfindlicher gegenüber Überdruck. Ihr Nachteil ist die immer nach vorne ausgerichtete Membranfläche sowie die hohen Kosten des Gesamtsystems. Zudem kann, wie auch bei den folgenden in-vivo MEMS-Sensoren mangels Druckverbindung zur Umgebung nur der Absolutdruck bestimmt werden. Es bedarf eines weiteren, jedoch unkomplizierten Absolutdrucksensors in der Auswerteelektronik, um den luftdruckunabhängigen Relativdruck des Patienten zur errechnen.

## Miniaturisierte MEMS-Drucksensoren

Als dritte Alternative hat sich in den letzten Jahren die direkte Integration eines miniaturisierten MEMS-Drucksensors in den Katheter etabliert. Aus Platzgründen handelt es sich hier meist nicht wie in ex-vivo eingesetzten Druckmesszellen um komplette Wheatstone-Messbrücken, sondern nur um Halbbrücken, die erst durch zwei weitere externe Widerstände komplettiert werden. Die hierdurch herabgesetzte Sensitivität lässt sich über die Verstärkung kompensieren, worunter jedoch das Signal-Rausch-Verhältnis leidet.

Der MEM2000 von Metallux hat hier als Vollbrückensensor eine Sonderstellung, baut jedoch in seinem keramischen Gehäuse auch deutlich größer. Er ist aber auch als reines Silizium-Die mit Mikrokabeln als kundenspezifische Bauform erhältlich. Die unten dargestellte Tabelle stellt einen nicht-repräsentativen Überblick über aktuell am Markt erhältliche in-vivo messende Sensoren dar (also ohne die per Schlauch verbundenen externen Sensoren).

Der IntraSense aus dem TE Konzern ist auch mit einer Beschichtung zum Schutz vor Licht für Endoskope lieferbar, zudem ist eine bereits kalibrierte Version in Arbeit. Da bei allen MEMS-Sensoren die in das Silizium eindotierten Messwiderstände empfindlich auf Licht reagieren, muss der jeweilige Hersteller hier Vorkehrungen im Fall intensiver Beleuchtung treffen. Amphenols P330 weist einen besonders hohen Berstdruck auf, was ihn robuster gegen Druckschwankungen macht, während der P41 von Millar besonders kompakt ist.

Dabei unterscheiden sich zumindest die Halbbrückensensoren wortwörtlich nur um Haaresbreite: Mit einer für die Integration in Katheter ausschlaggebenden Breite des Dies von deutlich unter 0,5 mm sind diese Sensoren nur so breit

| | TE Sensorics (SMI) | Amphenol | Millar | Metallux | Opsens | Fiso |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Technologie** | Piezoresistive MEMS Halbbrücke | Piezoresistive MEMS Halbbrücke | Piezoresistive MEMS Halbbrücke | Piezoresistive MEMS Vollbrücke | Fabry Pérot Interferometer auf Glasfaser | Fabry Pérot Interferometer auf Glasfaser |
| **Modell** | IntraSense | P330 | P41 | MEM2000 | OPP-M25 | FOP-MIV-21 |
| **Abmessung** | 800 x 260 x 170 µm (1 French) | 900 x 330 x 180 µm³(2 French) | 645 x 220 x 115 µm (1 French) | 1100 x 1500 x 4000 µm | 250 µm Ø x 500 µm | 603 µm Ø x 2500 µm |
| **Druckbereich [mmHg]** | -300…+500 | -310…+290 | -300…300 | 0…300 | -50…300 | -300…+300 |
| **Temperatur** | 10…60 °C | 15…45 °C | 15…40 °C | 15…40 °C | - | 10…70 °C |
| **Nichtlinearität** | ±1,0% FS | ±1,0% FS | ±0,25% FS | ±1,0% FS | ±0,7% FS | ±1,0% FS |
| **Auflösung** | ∞ | ∞ | ∞ | ∞ | 0,5 mmHg | <0,3 mmHg |
| **Kabelanschluss** | Ja, anpassbar | Geplant | Ja | Ja, anpassbar | 2 m Glasfaser | bis zu 2 m Glasfaser |
| **Systemkosten (Sensor und Elektronik)** | $$ | $$ | $$ | $$ | $$$$$ | $$$$$ |
| **Kommentar** | Lichtgeschützte und kalibrierte Version sowie Evaluierungskit erhältlich | Hoher Berstdruck von 4500 mmHg | Komplette Katheter erhältlich | Kalibrierte und in Keramik integrierte Version erhältlich | Integrierte Version optional erhaltlich | Ummantelt, gelgefüllt; nur Sensor: Ø: 550 µm |

*Tabelle 1: Übersicht verschiedener in-vivo Drucksensoren (nicht repräsentativ)*

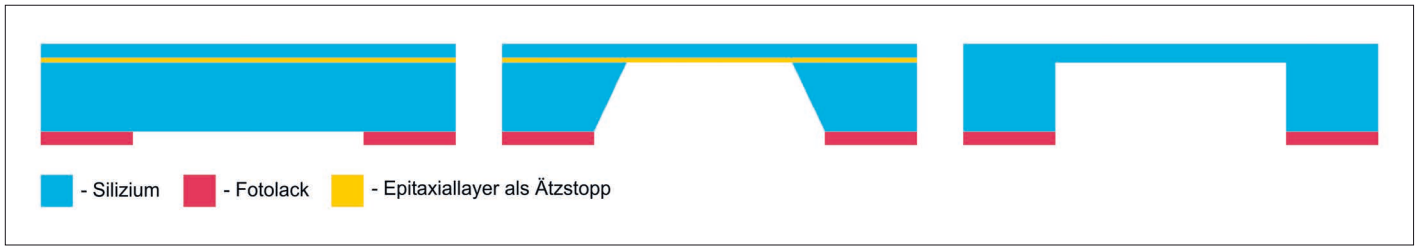


***Bild 4: Ätztechnologien in der MEMS-Herstellung – Querschnitt durch das Die a) vor und b) / c) nach dem Ätzen. Links a): Siliziumchip mit strukturiertem Fotolack zur Maskierung, Mitte b): Siliziumchip nach dem Nassätz-Prozess (KOH-Ätzen), rechts c): Siliziumchip nach dem Trockenätz-Prozess (DRIE-Prozess)***

wie ein paar menschliche Haare. Zudem wurden die Silizium-Wafer wie auch die gebondeten Glassubstrate durch Schleifen, Läppen und Polieren in ihrer Dicke deutlich minimiert. Um auf einer so minimierte lateralen Fläche noch eine auf die geringen körpereigenen Drücke empfindliche Membran zu prozessieren bedarf es des Einsatzes von modernsten Halbleiterfertigungstechnologien wie dem Tiefen Reaktiven Ionen Ätzen (engl. DRIE), das nachfolgend beschrieben ist.

## Technologie für ultrakompakte Druckmesszellen: Der Trockenätzprozess (DRIE)

Je niedriger der wirkende Druck ist, umso empfindlicher muss der Sensor sein. Dies bedeutet für die piezoresistive Druckmesszelle entweder eine dünnere oder eine größere Membran. Je dünner die Membran jedoch ist, umso nichtlinearer ist ihre Übertragungskennlinie und umso empfindlicher ist die Messzelle gegen Überdruck.

Eine größere Membranfläche zur Sensitivitätssteigerung bringt neben dem Anwachsen der Nichtlinearitäten jedoch auch eine größere Chipfläche mit sich, die größere Katheter bedingt und viele medizinische Anwendungen unmöglich macht. Abseits dieser speziellen Anwendungen verteuern jedoch auch größere Chips die Sensoren. Daher sind Messzellen mit der klassischen Membranstruktur (Cavity mit schrägen Seitenwänden, Bild 4b) unter dem Aspekt technisch akzeptabler Parameter und kommerzieller Randbedingungen derzeit nur für Drücke bis 100 mbar sinnvoll zu realisieren.

## Trockenätzprozess

Eine technologische Lösung für niedrigere Drücke stellt der Trockenätzprozess (Bosch-Prozess) dar, der in den 1990er Jahren entwickelt wurde. Hierbei entsteht die Membran durch die Methode des Tiefen Reaktiven Ionen Ätzens (DRIE). Dieser Prozess vermeidet den Flächenverlust durch die schrägen Cavitywände im Nassätzprozess (Bild 4c).

Der DRIE-Prozess kombiniert isotropes (richtungsabhängiges) Ätzen (Bild 5, Schritte 3 und 6) und anisotropes (richtungsunabhängiges) Ionenätzen (Bild 5, Schritt 5), dass es erlaubt Gräben oder zur Siliziumoberfläche senkrechte Kammern in das Silizium zu ätzen. Beide Prozesse werden am maskierten Wafer mehrfach wiederholt, wobei zwischenzeitlich immer eine Passivierung mit einem Polymer erfolgen muss (Bild 5, Schritt 4). Die Schritte 4 bis 6 werden solange durchgeführt bis die gewünschte Tiefe der Cavity erreicht ist. In einem letzten Prozess (Stripping) werden die Wände geglättet und die Passivierungsschicht und der Fotolack entfernt (Bild 5, Schritt 8).

Alles in allem handelt es sich beim Trockenätzen um eine komplizierte und aufwendige Technologie, durch die jedoch kleinere Messzellen, höhere Empfindlichkeiten und bessere technische Eigenschaften wie z. B. Stabilität und Genauigkeit erreicht werden. Dabei ist das Verfahren nicht auf die MEMS-Druckmesszellen der hier vorgestellten Mikrosensoren beschränkt, sondern wird bei vielen Niederdrucksensoren angewandt.

## Zusammenfassung und Ausblick

Es bedarf keiner Glaskugel, um vorauszusehen, dass die Nachfrage nach in-vivo Druckmesslösungen durch die alternde Gesellschaft und den dadurch steigenden Bedarf an Diagnostik für Herzerkrankungen aber auch grauen Star und Nierenprobleme in Zukunft stark steigen wird. Glücklicherweise haben die Zulieferer der großen medizintechnischen Unternehmen viele gute Angebote im Programm.

Während für spezielle Anwendungen unter starken elektromagnetischen Feldern auch in Zukunft kein Weg an der teuren optischen Druckmessung vorbeiführt, wird das Gros der Untersuchungen mittels ultrakompakter MEMS-Drucksensoren der neuesten Generation durchgeführt werden. Diese liefern exakte Werte von direkt vor Ort messenden Sonden zu einem angemessenen Preis. Die vormals einzige Lösung der externen Messung körpereigener Drücke über flüssigkeitsgefüllte Schläuche wird jedoch in Zukunft den hochgenauen in-vivo Sonden weichen müssen. ◄

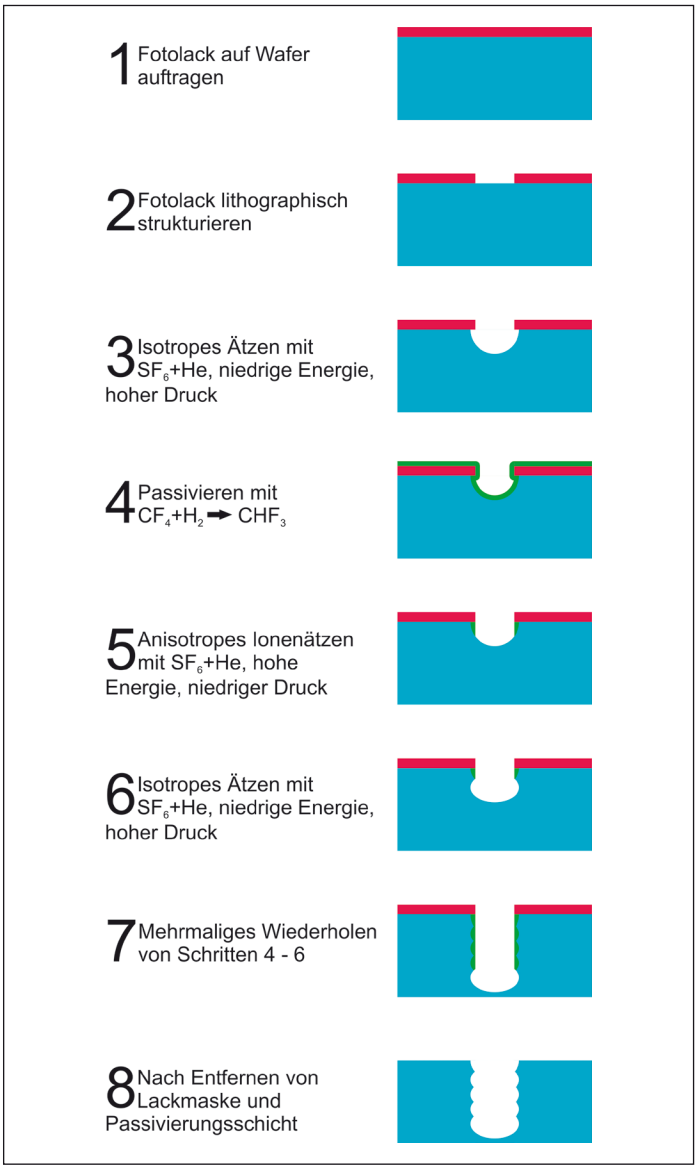


***Bild 5: Prinzip des Trockenätzens: Die-Querschnitt während des Ätzprozess***