

Tastsysteme mit künstlichem Tastsinn wie beim menschlichen Finger

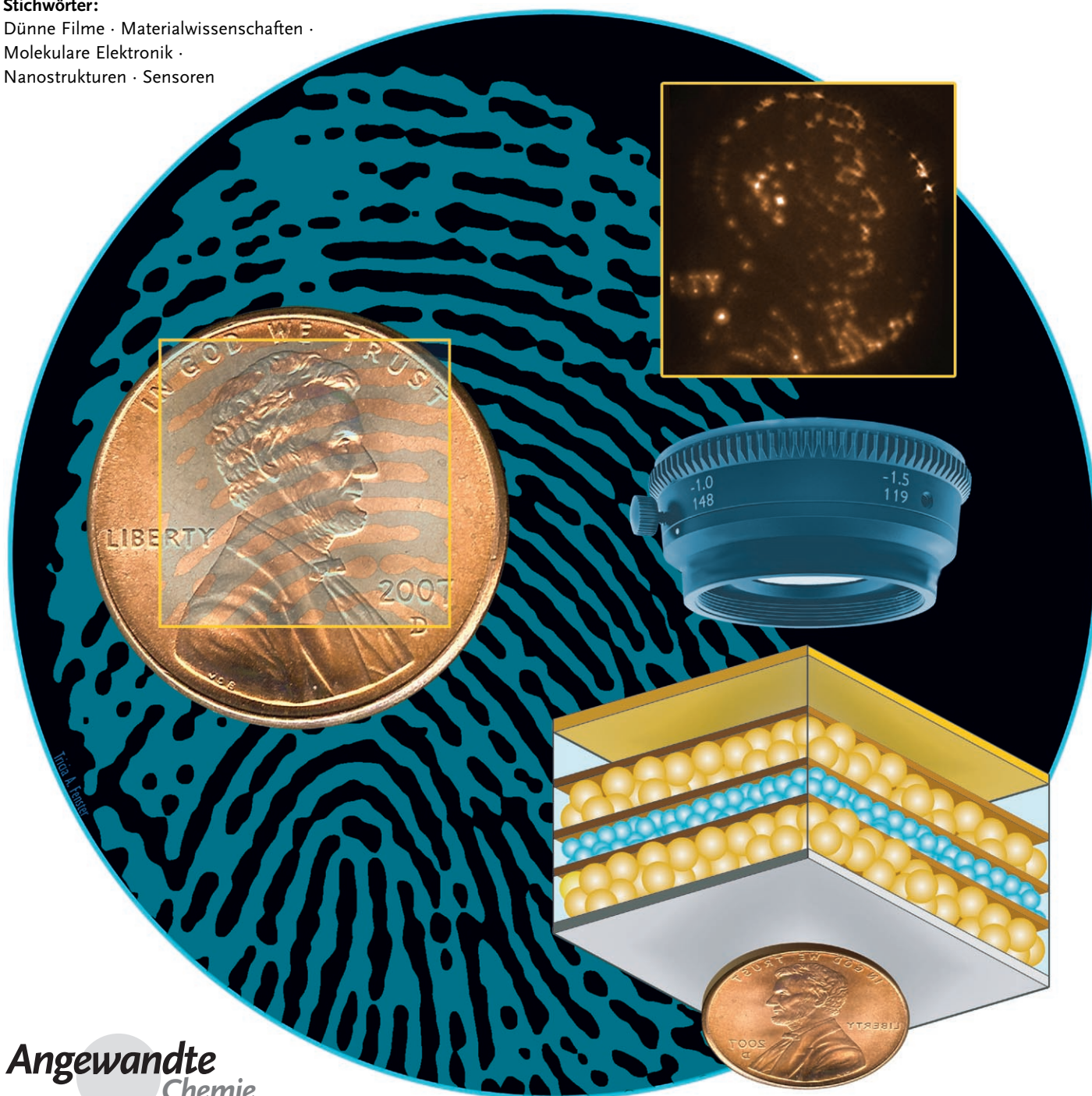
Vivek Maheshwari und Ravi Saraf*

Stichwörter:

Dünne Filme · Materialwissenschaften ·

Molekulare Elektronik ·

Nanostrukturen · Sensoren



Dank unseres Tastsinns können wir die Oberflächentextur und Form von Gegenständen erkennen und Objekte ergreifen. Für die Herstellung einer elektronischen Haut, die für humanoide Roboter oder für die minimal-invasive und ferngesteuerte Chirurgie den Tastsinn bereitstellen soll, müssen sowohl die (passiven) mechanischen Eigenschaften der Dermis als auch die charakteristischen Merkmale ihres Fühlmechanismus, besonders die digitale Funktion der Neuronen, nachgebildet werden. Dank des Einsatzes verschiedener Materialien und physikalischer Konzepte sind zwar erhebliche Fortschritte bei der Entwicklung einer elektronischen Haut zu verzeichnen, die Nachbildung des Tastsinns ist aber nach wie vor eine anspruchsvolle Aufgabe. Vor kurzem wurde ein Nanosystem entwickelt, das eine ähnliche Tastauflösung wie ein menschlicher Finger aufweist; verglichen mit anderen Systemen mit einer Kontaktfläche von über 1 cm^2 ist dies eine Verbesserung um mehr als eine Größenordnung. Das neue System mit seinen robusten mechanischen Eigenschaften ist daher ein wichtiger Schritt hin zur Realisierung eines künstlichen Tastsinns.

1. Einführung

Sensoren sind ein wesentliches Element von Werkzeugen, die menschliche Eingriffe unterstützen oder ersetzen sollen. Ähnlich wie die fünf menschlichen Sinne (Hören, Riechen, Tasten, Sehen und Schmecken) stellen Sensoren eine Verbindung mit der Umgebung her, um eine geeignete Antwort auszulösen. Von den ersten vier Sinnen ist der Tastsinn der am schwierigsten nachzubildende, wenn ähnliche Fähigkeiten wie die eines menschlichen Fingers erzielt werden sollen. Die Schwierigkeit besteht darin, ein hochempfindliches Tastsystem zu entwickeln, das sich einer gekrümmten Oberfläche anpasst und über eine große Kontaktfläche eine Verteilung von Reizen mit hoher räumlicher Auflösung wahrnehmen kann. Ein menschlicher Finger, das empfindlichste bekannte Tastsystem, kann z.B. die Beschaffenheit einer Oberfläche durch Wahrnehmung ihrer Rauigkeit mit einer räumlichen Auflösung von ca. $40 \mu\text{m}^{[1]}$ über eine Kontaktfläche von ca. 1 cm^2 bei Werten der mechanischen Spannung von 10–40 kPa^[2] bestimmen – die derzeitigen künstlichen Sensoren mit ähnlich großen Kontaktflächen weisen dagegen nur eine Auflösung von 2 mm auf.^[3]

Trotz dieser Beschränkungen ist die große Bedeutung von Tastsensoren unbestritten. Chirurgen beklagen allgemein die fehlende Möglichkeit der direkten Berührung bei minimal-invasiven Eingriffen (minimally invasive surgery, MIS), denn allein durch Betrachtung ist es schwierig, z.B. Tumor- von gesundem Gewebe oder Gefäß- von Bindegewebe zu unterscheiden.^[4–8] Der Tastsinn liefert wesentliche Informationen, die die anderen Sinne bei der Wahrnehmung von Kontakt, Bewegung, Form und Beschaffenheit unterstützen.^[9] Die menschliche Haut nimmt nicht nur die Verteilung von Druck (oder mechanischer Spannung) in der Kontaktfläche wahr, um Form und Beschaffenheit zu erkennen,^[10] sondern auch weitere Reize wie Temperatur oder Feuchtigkeit. In diesem

Aus dem Inhalt

1. Einführung	7927
2. Das natürliche Tastsystem: die Haut	7929
3. Tastsysteme: aktueller Stand und Perspektiven	7932
4. Ein Tastsensor mit hoher Auflösung	7940
5. Zusammenfassung und Ausblick	7943

Aufsatz werden wir uns nur mit der Wahrnehmung der Druckverteilung in der Kontaktfläche beschäftigen. Dabei werden wir uns auf den Aspekt der Signalübertragung konzentrieren, d.h. auf die Umwandlung der lokalen Kontaktkraft in ein messbares Signal.

Da die typische Kontaktfläche eines menschlichen Fingers ca. 1 cm^2 beträgt, werden wir unsere Diskussion auch auf Tastsysteme mit einer ähnlichen Kontaktfläche beschränken. Aktuelle Forschungsarbeiten im Bereich der Nanomaterialien und Nanosysteme werden wir besonders berücksichtigen. Nicht diskutieren werden wir Punktsensoren,^[11] die nur das Auftreten eines Kontaktes registrieren, und lineare Anordnungen von Punktsensoren, die Druckänderungen messen, um Bewegung oder Gleiten relativ zur Sensoroberfläche zu registrieren.^[12]

Die Robotik und die minimal-invasive Chirurgie gehören zu den Bereichen, die am stärksten die Entwicklung von Tastsystemen vorantreiben („elektronische Haut“). In der Robotik liegt der Schwerpunkt auf der Konstruktion von menschenähnlichen (humanoiden) Robotern, die in einer komplexen Umgebung arbeiten können, z.B. im häuslichen Bereich oder bei einem Notfalleinsatz. Humanoide Roboter, die Haushaltsarbeiten erledigen können, bilden möglicherweise die nächste Produktrevolution nach dem Personalcomputer.^[13] Ohne hochauflösende Tastsensoren sind allerdings selbst einfache Arbeiten wie das Eingießen und Servieren eines Glases Wasser oder das Zusammenlegen von Wäsche für einen humanoiden Roboter sehr komplizierte und zeitaufwändige Vorgänge.^[14–19] Für die Optimierung der Kontaktkonfiguration für das Halten von Objekten oder der Dynamik des Greifens wurden theoretische Modelle entwickelt;^[20] das Fehlen hochauflösender Tastsensoren mit großer

[*] Dr. V. Maheshwari, Prof. R. Saraf
Department of Biomolecular and Chemical Engineering
University of Nebraska, Lincoln
207 Othmer Hall, Lincoln NE 68588-0643 (USA)
Fax: (+1) 402-472-6989
E-Mail: rsaraf@unlnotes.unl.edu

Kontaktfläche ist allerdings ein beträchtliches Hindernis für die Entwicklung eines praktischen Systems und macht eine Optimierung schwierig. Eine der am schnellsten fortschreitenden Entwicklungen in der Medizin ist die MIS, die die postoperative Prognose der Patienten verbessert und Krankenhauskosten reduziert. MIS könnte es den Chirurgen ermöglichen, Behandlungen nicht vor Ort, sondern über Fernsteuerungen oder Roboter vorzunehmen, sodass der Chirurg nicht persönlich vor Ort sein müsste.^[21] Zwar wurden in den letzten drei Jahrzehnten deutliche Fortschritte in diesen Bereichen erzielt, aber das Fehlen von Hochleistungstastensensoren hat sich als entscheidender Engpass herausgestellt.^[22] Beispielsweise operiert ein Chirurg bei der MIS zurzeit nur mithilfe seines Sehvermögens; wenn man keine Textur „fühlen“ kann,^[5] ist es schwierig, Tumorgewebe und normales Gewebe zu identifizieren oder bei einer Laparoskopie zwischen Steinen und Luftblasen zu unterscheiden.^[7] Wenn man daher die Werkzeuge, seien es einfache Katheter oder komplexe Mikroroboter, mit einer elektronischen Haut versehen könnte, ließe sich die MIS erheblich verbessern, wodurch die Genesungszeiten der Patienten verkürzt und die Behandlungskosten reduziert würden.

Tastensensoren, deren Aufbau der Haut und deren Fähigkeiten denen eines menschlichen Fingers ähneln, werden eine hochwertige Datenerfassung ermöglichen und dürften so die MIS und die Robotertechnik erheblich verbessern; dies gilt besonders für die In-vivo-Pathologie von Geweben und für Greifbewegungen.^[1] Außerdem könnten diese Tastinformationen gespeichert werden, sodass ein Roboter mit ihrer Hilfe lernen könnte, in einer komplexen Umgebung, z. B. einem Haus, zu arbeiten.

Dieser Aufsatz liefert keinen kritischen Vergleich der verschiedenen Systeme und Ideen; in der Hoffnung, bei den Lesern neue Ideen anzuregen, soll vielmehr der multidisziplinäre Charakter der Aufgabe im Vordergrund stehen. Die Entwicklung einer elektronischen Haut erfordert Hochleistungstastensensoren, die die menschliche Haut im Hinblick auf folgende Eigenschaften nachbilden: Tastvermögen mit einer großen Kontaktfläche (über 1 cm²), hohe Flexibilität, Auflösung und Empfindlichkeit (vergleichbar mit einem menschlichen Finger), sowie eine schnelle Signalgebung und eine einfache Implementierung.

Wir geben zunächst (Abschnitt 2) eine Übersicht über die Eigenschaften der menschlichen Haut, die als Vorbild für die

Entwicklung von Roboterhänden und Werkzeugen für die MIS dient. Dabei interessiert uns in erster Linie, wie die menschliche Haut als Tastsystem arbeitet, weshalb wir eher die Funktionscharakteristiken als die Physiologie der neuronalen Sensoren diskutieren werden. In der Literatur findet man mehrere hervorragende Beschreibungen der neuronalen Physiologie des Tastsinns.^[23–26] Wir werden uns in Abschnitt 2 auf zwei Aspekte der Haut konzentrieren: die intrinsisch digitale Funktionsweise der natürlichen Sensoren und das viskoelastische Verhalten der Haut bei einer mechanischen Kompression, das die Empfindlichkeit für eine dynamische Wahrnehmung verbessert. Wir werden den bisher wenig untersuchten, für die Sensorentwicklung aber entscheidenden Zusammenhang zwischen den viskoelastischen Eigenschaften der Haut und der dynamischen Wahrnehmung besprechen.^[14]

Es gibt zwei Ansätze für die Entwicklung von Tastsystemen: 1) Man erzeugt eine mikroskalige Struktur, die bei mechanischer Kompression infolge eines physischen Kontakts eine wohldefinierte Antwort liefert, oder 2) man konstruiert ein Material, das mechanische Kompression in ein (meist elektrisches oder optisches) Signal umwandelt. In Abschnitt 3 skizzieren wir die häufigsten Systeme auf Basis der beiden Ansätze. Wir diskutieren, wie molekulare Elektronik, eindimensionale Nanomaterialien (z. B. Nanodrähte und -röhren) und selbstorganisierte Nanostrukturen zukünftig höher auflösende Systeme liefern könnten. In Abschnitt 4 (der auf unseren eigenen Arbeiten basiert) beschreiben wir ein Tastsystem, das durch Selbstorganisation von Nanoteilen aufgebaut wird. Obwohl es auf dem stark nichtlinearen (quantenmechanischen) Effekt des Elektronentunnels beruht, weist es eine lineare Antwortfunktion auf, wie wir experimentell und rechnerisch zeigen werden. Die räumliche Auflösung der Berührungswahrnehmung und die Empfindlichkeit sind vergleichbar mit denen eines menschlichen Fingers. Da die Herstellung des Sensors aus einer einfachen Abfolge von Tauchbeschichtungsschritten besteht, lässt er sich im Prinzip auf großen Oberflächen mit hoher Krümmung herstellen. Unseres Wissens bietet zurzeit kein anderes Tastsystem diese Möglichkeit. In Abschnitt 5 geben wir einen Ausblick auf die Aufgaben, die für eine Nachbildung der menschlichen Haut hinsichtlich der Leistungsfähigkeit und Gestalt der Sensoren noch zu bewältigen sind.



Vivek Maheshwari erhielt den BSc vom Indian Institute of Technology (Delhi) und den MSc von der Wayne State University (Detroit) im Fach Verfahrenstechnik. 2006 promovierte er an der Virginia Tech im „Macromolecular Science and Engineering“-Programm. Seit 2007 ist er Research Assistant Professor in der „Meso Scale“-Arbeitsgruppe an der Fakultät für biomolekulare und chemische Verfahrenstechnik der University of Nebraska in Lincoln. Er erforscht Funktionssysteme auf Basis von Nanomaterialien, der Nanobiotechnologie und von Polymeren.



Ravi F. Saraf ist Lowell E. & Betty Anderson Professor of Biomolecular and Chemical Engineering an der University of Nebraska in Lincoln. Er erhielt 1980 den BSc vom Indian Institute of Technology (Kanpur) und den MSc von der University of Massachusetts (Amherst), wo er auch 1987 in Verfahrenstechnik promovierte. Er war fünf Jahre Mitglied der Fakultät für Verfahrenstechnik an der Virginia Tech und arbeitete zehn Jahre im IBM T. J. Watson Research Centre. Zu seinen Forschungsinteressen zählen die Nanotechnologie, Materialwissenschaften, Anwendungen von Nanomaterialien in Funktionssystemen, Biosensoren und Polymeren.

2. Das natürliche Tastsystem: die Haut

Die Haut ist das größte Organ des Menschen. Sie bedeckt den gesamten Körper und ermöglicht, mit unterschiedlich ausgeprägter Empfindlichkeit, die Wahrnehmung von Berührung. Am empfindlichsten sind die Fingerspitzen; Tastsinn, Form und Beweglichkeit der Finger ermöglichen zusammen die Wahrnehmung von Beschaffenheit und Festigkeit sowie das Greifen von Objekten. In diesem Abschnitt wollen wir diese hochentwickelten Tastsysteme im Hinblick auf ihre Leistungsfähigkeit beschreiben, die eine Zielvorgabe für die Entwicklung künstlicher Tastsysteme ist. Unter dem Blickwinkel der Berührungswahrnehmung ist die Haut ein Hybridsystem aus den aktiven Sensoren – den Neuronen – und einem viskoelastischen Medium – der Dermis –, in das die Sensoren eingebettet sind und das einen Berührungsdruck an die Neuronen weitergibt. Die Dermis stützt das Netzwerk der Neuronen und spielt eine wesentliche Rolle für die dynamische Wahrnehmung. Um ein funktionsfähiges Tastsystem zu entwickeln, ist es daher notwendig, das „Gesamtsystem“ der Haut zu analysieren und nicht nur die Sensoren allein zu betrachten. In Abschnitt 2.1 beschreiben wir die mechanischen Eigenschaften der Dermis und die Merkmale der darin eingebetteten Neuronen.

2.1. Viskoelastische Eigenschaften der Dermis

Die äußere Schicht der Haut, die Epidermis, ist 0.06–0.12 mm dick und schützt die darunter liegende Dermis, die 1–4 mm dick ist und die Tastsensoren enthält.^[27,28] Bei einer Berührung wird die resultierende Kompression durch die Dermis an die Neuronen weitergegeben, die dann ein Signal an das Gehirn senden.^[10,23,28] Da diese Antwortfunktion auf der lokalen Verformung^[10] der Haut beruht, hängen Empfindlichkeit und Leistung der Sensoren wesentlich von den mechanischen Eigenschaften der Haut ab.^[29–32]

Aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften der Dermis enthält das mechanische Signal (Kompression), das an die eingebetteten Neuronen übertragen wird, Informationen sowohl über die Größe der (lokalen) äußeren mechanischen Spannung als auch über die Geschwindigkeit, mit der sich diese Spannung bei der Berührung ändert.^[33] Die viskoelastischen Eigenschaften der Dermis werden wesentlich durch die extrazelluläre Matrix (ECM) bestimmt, die aus einem Netzwerk von elastischen Fasern und Collagenfasern besteht.^[34,35] Collagen macht einen Volumenanteil von 66–69 % der Dermis aus.^[31,34] Der Elastizitätsmodul von Collagenfasern ist pH-abhängig, da sich die Ladung auf ihren Carboxy- und Aminogruppen mit dem pH-Wert ändert.^[36,37] Die elastischen Fasern bestehen aus Elastin und Mikrofibrillen-assoziiertem Glycoprotein. In den verschiedenen Schichten der Dermis, die unterschiedliche Mengen an Elastin enthalten, variiert der Durchmesser der Fasern zwischen 1 und 2 μm . Die Elastinregionen sind auch je nach ihrer Lage in der Dermis unterschiedlich stark geordnet. Der Anteil der elastischen Fasern in der Dermis beträgt 1.7 % in der oberen Schicht und steigt auf 2.5 % in der unteren Schicht;^[28,38] Entsprechend ändern sich die mechanischen Eigenschaften

der Dermis mit der Hauttiefe. Die viskoelastischen Eigenschaften der ECM beruhen auf einer Kombination der Elastizität, die aus der Dehnbarkeit des Fasernetzwerks resultiert, mit der Viskosität, die daraus resultiert, dass Fasern an den Netzwerknotenpunkten aneinander vorbei gleiten.^[25,38–41]

Das viskoelastische Verhalten der Haut lässt sich anhand von Spannungs-Relaxations-Zyklen demonstrieren (Abbildung 1).^[28] Dabei wird kontinuierlich die mechanische Spannung bestimmt, während die Haut schrittweise komprimiert

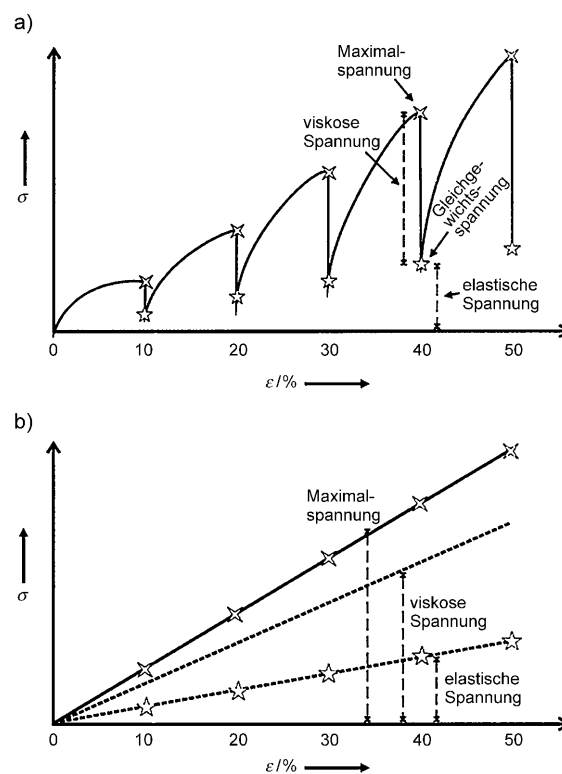


Abbildung 1. Viskoelastisches Verhalten der Haut bei Spannungs-Relaxations-Zyklen; ϵ : Kompression, σ : Spannung. a) Eine stufenweise Kompression der Haut mit Halteperioden zeigt die Relaxation der Spannung von einem Anfangsmaximum auf einen Endwert, der dem elastischen Spannungsanteil entspricht.^[28] b) Gesamtspannung und elastische und viskose Spannungskomponenten, die sich aus den Spannungs-Relaxations-Zyklen von (a) ergeben.^[28] Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [28]. Copyright Blackwell Munksgaard.

wird. Nach jedem Kompressionsschritt folgt eine Ruhezeit, während derer die Kompression konstant gehalten wird; dabei wird eine Relaxation der Spannung beobachtet, die von einem Maximum auf einen Gleichgewichtswert zurückgeht (Abbildung 1 a). Dieser Gleichgewichtswert ist die elastische Komponente der Spannung, in der die elastische Energie gespeichert ist, während die dissipierte Spannung (die Differenz zwischen dem Maximal- und dem Gleichgewichtswert) der viskosen Komponente entspricht (Abbildung 1 b). Hochmolekulare Polymerschmelzen, in denen die Polymerketten stark ineinander verwickelt sind und so eine netzwerkartige Struktur bilden, zeigen ein analoges Verhalten. Die Dehnung der Ketten zwischen den Verwicklungspunkten gibt der Schmelze elastische Eigenschaften, während die Gleitfähig-

keit der Ketten an den Verwicklungspunkten eine viskose Dissipation während der Deformation zur Folge hat.^[33]

Die viskoelastischen Eigenschaften der Dermis werden zwar in der Literatur beschrieben, aber nicht mit der Fähigkeit der Haut in Zusammenhang gebracht, den Energieverbrauch zu verringern oder dynamische Kompressionen wahrzunehmen, wenn z. B. ein Finger über eine Oberfläche bewegt wird. Wir illustrieren dieses Konzept, indem wir die Dermis als ein einfaches viskoelastisches Material betrachten, das sich als lineare Überlagerung einer viskosen Flüssigkeit und eines elastischen Festkörpers beschreiben lässt (Abbildung 2 a).^[33] Die Viskositätskomponente ist ein Stoßdämpfer,

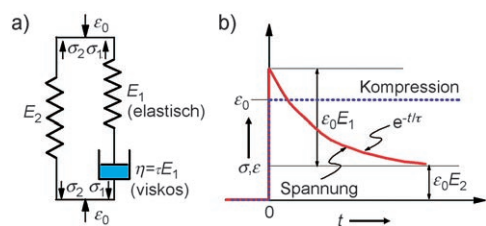


Abbildung 2. Viskoelastische Antwort eines Modellelements, das aus rein elastischen und viskosen Komponenten besteht. a) Das viskoelastische Verhalten der Haut lässt sich mit einer Parallelkombination einer Feder (elastisches Element) mit einem Stoßdämpfer (viskoses Element), der in Reihe mit einer weiteren Feder geschaltet ist, simulieren. b) Viskoelastische Antwort des Modellelements für eine stufenförmige Änderung der Kompression (ϵ_0). Aufgrund der viskosen Eigenschaften zeigt die Spannung zuerst ein Maximum und relaxiert dann mit einer Geschwindigkeit, die durch das viskose Element (η/E_1) bestimmt wird, auf einen konstanten Wert, der durch das elastische Element (E_2) bestimmt wird.

der eine Flüssigkeit mit der Viskosität η nachbildet, und die elastischen Eigenschaften werden durch zwei (perfekte) Federn mit den Moduln E_1 und E_2 dargestellt. Bei einer Kompression $\epsilon(t)$ werden in den beiden parallelen Elementen die Spannungen $\sigma_1(t)$ und $\sigma_2(t)$ erzeugt. Da in unserem Modell das rein elastische und das viskoelastische Element parallel sind, ist die Gesamtkompression in beiden Elementen gleich groß. Die Gesamtspannung $\sigma_1 + \sigma_2 = \sigma$, die das Neuron wahrnimmt, kann dann durch Lösen von Gleichung (1) berechnet werden.

$$\frac{d\epsilon}{dt} = \frac{1}{E_1} \frac{d\sigma_1}{dt} + \frac{\sigma_1}{\tau E_1} = \frac{1}{E_2} \frac{d\sigma_2}{dt} \quad (1)$$

Abbildung 2b zeigt die Spannung, die erzeugt wird, wenn die Haut (simuliert durch das viskoelastische Modell aus Abbildung 2a) in plötzlichen Kontakt mit einer Oberfläche kommt und zum Zeitpunkt $t = 0$ eine Kompression ϵ_0 erfährt. Entsprechend den elastischen Eigenschaften des Modells steigt die Gesamtspannung σ zuerst schnell auf $\epsilon_0(E_1 + E_2)$. Anders als bei einem rein elastischen Material relaxiert die Spannung dann aber exponentiell auf $\epsilon_0 E_2$ wegen der viskosen Eigenschaften des Materials (simuliert durch den Stoßdämpfer). Die Relaxationszeit τ dieses exponentiellen Abfalls ist η/E_1 . Mit anderen Worten, die Haut sendet bei einem Kontakt ein Signal, das schließlich auf einen niedrigeren

konstanten Wert absinkt. Aufgrund der Viskoelastizität wird also zuerst, um den Kontakt zu registrieren, ein intensives Signal gesendet, aber die mechanische Spannung, die durch den Kontakt erzeugt wird, nimmt allmählich um den Faktor $|E_2|/(E_2 + E_1)$ ab (ähnlich wie bei dem in Abbildung 1 gezeigten Verhalten). Obwohl der Kontakt beibehalten wird, nimmt daher die Signalaktivität der Neuronen aufgrund der Spannungsrelaxation ab, sodass Energie gespart wird.

Wie die viskoelastischen Eigenschaften der Dermis eine dynamische Wahrnehmung ermöglichen, lässt sich durch das Verhalten der mechanischen Spannung illustrieren, das durch eine periodische Anregung bei einer Berührung erzeugt wird, z. B. wenn ein Finger mit konstanter (Anfangs-)Kraft über eine periodisch strukturierte Oberfläche geführt wird. In Abbildung 3a wird eine periodische Oberflächenstruktur mithilfe einer Rechteckfunktion dargestellt. Die mittlere Kompression $\epsilon(t)$ (wir vernachlässigen die Spannungsverteilung über die Kontaktfläche, die durch die Oberflächenstruktur verursacht wird) wird um einen konstanten Kompressionswert ϵ_c schwanken. Der Betrag von ϵ_c ist proportional zur konstanten Anfangskraft, die vom Finger zur Ab-

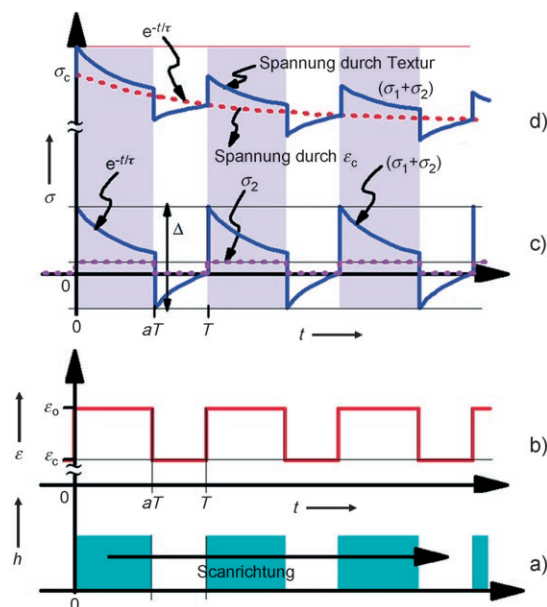


Abbildung 3. Spannungsantwort des viskoelastischen Modellelements aus Abbildung 2a auf einen periodischen Kompressionsreiz, der beispielsweise erzeugt wird, wenn ein Finger eine periodisch strukturierte Oberfläche abtastet. a) Querschnitt durch eine periodisch strukturierte Oberfläche, die aus einem Muster von gleichbreiten Linien besteht. b) Wird ein Finger mit konstanter Geschwindigkeit über die Oberfläche geführt, wird zu der Grundkompression ϵ_c , die dem konstanten mittleren Druck entspricht, den der Finger ausübt, eine Modulation in Form einer Stufenfunktion mit einem Maximalwert ϵ_0 addiert. c) Die Spannungsantwort für die periodische Modulation allein zeigt das typische viskoelastische Verhalten mit scharfen Spannungsmaxima an den Kanten der Kompressionsstufenfunktion. Aufgrund des viskoelastischen Verhaltens (Spannungsrelaxation) ist die Kompression an den abfallenden Kanten negativ, d. h., sie entspricht einer Dehnung; außerdem sind die Spannungsmaxima weniger ausgeprägt als bei einem rein elastischen Material. d) Die gesamte Spannungsantwort zeigt zusätzlich eine Relaxation des Spannungsanteils, der durch die konstante Kompression ϵ_c erzeugt wird.

tastung der Oberfläche aufgewendet wird. Wenn die Einbuchtungen in der Oberfläche nicht zu tief sind, lässt sich die Kompression durch die Oberflächenstruktur als periodische Modulation mit einer Amplitude ε_0 beschreiben, die oberhalb von ε_c liegt, wobei $\varepsilon_c \gg \varepsilon_0$ (Abbildung 3b). Die Periodendauer T der Kompressionsmodulation ist umgekehrt proportional zur Abtastgeschwindigkeit des Fingers. Wenn wir Gl. (1) durch eine Laplace-Transformation lösen, ergibt sich die mechanische Spannung, die durch die Kompression $\varepsilon(t)$ aufgrund der Oberflächenstruktur erzeugt wird, als periodische Funktion. Die erste Periode mit $0 \leq t \leq T$ ist gegeben durch [Gl. (2)], wobei $u_{aT}(t)$ eine Einheitssprungfunktion mit einem Sprung bei $t = aT$ ist. Da der menschliche Körper große Flüssigkeitsmengen (z. B. Blut) enthält, ist die Relaxationszeit deutlich kürzer als T , d. h. $T/\tau \gg 1$. Abbildung 3c zeigt das Verhalten der Gesamtspannung.

$$\sigma(t) = \sigma_1(t) + \sigma_2(t) = \varepsilon_0 E_1 [e^{-t/\tau} - e^{-(t-T)/\tau} u_{aT}(t)] + \varepsilon_0 E_2 \quad (2)$$

Die Vorteile der viskoelastischen Eigenschaften des Fingers werden durch zwei Merkmale in Abbildung 3c,d demonstriert: 1) Wäre die ECM ein rein elastisches Medium, würde das Antwortverhalten der Spannung etwa der Funktion $\sigma_2(t)$ entsprechen, wobei die Amplitude $E_2 \varepsilon_0$ anstatt $(E_1 + E_2) \varepsilon_0$ betragen würde (Abbildung 3c). Aufgrund der schnellen Relaxation sind „Spannungsspitzen“ an den Kanten vorhanden. 2) Aus Gleichung (2) folgt außerdem, dass die Relaxation zu einer Erhöhung des Kontrastes Δ zwischen den beiden Kanten der Rechteckfunktion führt (Abbildung 3c); für den Fall einer rein elastischen ECM ist $\Delta = (E_1 + E_2) \varepsilon_0$, während für eine viskoelastische ECM mit schneller Relaxation ($T/\tau \gg 1$) gilt: $\Delta = (2E_1 + E_2) \varepsilon_0 - E_1 \varepsilon_0 e^{-aT/\tau} \approx 2(E_1 + E_2) \varepsilon_0$. Für typische Modulwerte der Dermis beträgt der Verstärkungsfaktor $E_1/(E_1 + E_2)$ 40–50%.^[28] Je schneller die Relaxation und je langsamer die Abtastgeschwindigkeit sind, umso stärker ist der Kontrast. Wie wir in Abschnitt 2.2 diskutieren werden, befinden sich in der Haut spezielle Sensoren (Vater-Pacini-Körperchen), die zwar keine gute räumliche Auflösung haben, aber dafür auf schnelle Schwingungen reagieren und periodische Spannungsspitzen wahrnehmen, um so die Oberflächenstruktur zu erkennen. Mit zunehmendem Alter verliert die Haut ihre Elastizität (E_1 und E_2), und sowohl die elastische Antwort $E_2 \varepsilon_0$ als auch der auf der Viskoelastizität beruhende Kontrast $E_1 \varepsilon_0$ werden kleiner.^[35,42]

2.2. Digitales Verhalten und Spezialisierungen von Neuronen

Die mechanische Spannung in der Dermis, die durch den äußeren Reiz einer Berührung erzeugt wird, wird von den einzelnen Tastsensoren, den Neuronen, wahrgenommen (Abbildung 4),^[24–26] die ein Signal in Form eines elektrischen Pulses an das Gehirn senden. Wenn kein äußerer Reiz vorhanden ist, beträgt das Ruhepotential eines Neurons ca. –70 mV bezogen auf die umgebende Dermis. Im Inneren eines Neurons befindet sich ein Überschuss an K^+ -Ionen, während die extrazelluläre Region der Dermis reich an Na^+ -Ionen ist. Als Antwort auf einen äußeren Reiz öffnen sich die Na-Kanäle der neuronalen Membran, sodass Na^+ -Ionen in das

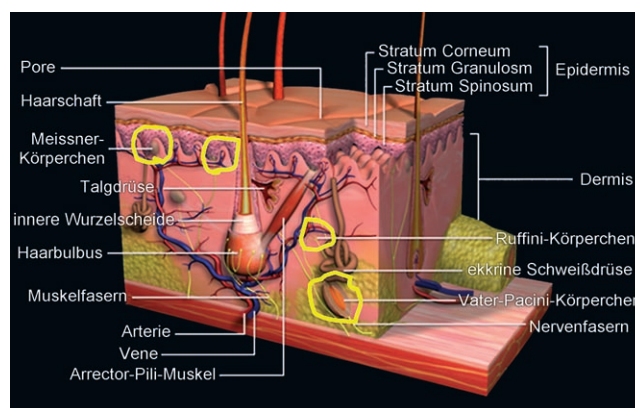


Abbildung 4. Aufbau der Haut mit den Tastrezeptoren (gelb markiert) sowie den Schichten der Epidermis und der Dermis. Rezeptor-Einteilung: Nahfeld: Merkel-Körperchen (SA-I, in der Abbildung ohne Beschriftung), Meissner-Körperchen (FA-I). Fernfeld: Ruffini-Körperchen (SA-II), Vater-Pacini-Körperchen (FA-II). Abbildung mit freundlicher Genehmigung von 3DScience.com.

Neuron hineindiffundieren und das Potential (relativ zur Dermis) auf ca. +30 V erhöhen; wenn dieser Wert erreicht wird, öffnen sich die K-Kanäle, K^+ -Ionen diffundieren nach außen, und das Potential fällt auf ca. –90 mV. Auf diese Weise wird ein Puls von ca. 100 mV relativ zum Ruhepotential erzeugt, der an das Gehirn weitergeleitet wird. Durch aktiven Ionentransport relaxiert das System (relativ langsam) zurück auf –70 mV.^[43] Die Frequenz der erzeugten Pulse ist proportional zur Intensität und Geschwindigkeit der äußeren Reize.^[44–48] Abbildung 5 zeigt für einen typischen Rezeptor die gemessene Pulsfrequenz als Funktion der Kompressionsamplitude und der Kompressionsgeschwindigkeit.^[46] Die digitale Antwort, d. h. die Pulsfrequenz, nimmt linear mit der Kompressionsamplitude zu. Abbildung 5b zeigt außerdem, dass die Änderung der Steigung in Abbildung 5a linear mit der Kompressionsgeschwindigkeit zunimmt.^[46] Die Antwort auf einen äußeren Reiz ist also intrinsisch digital und linear. Neuronenaktivität und Pulserzeugung von Tastrezeptoren

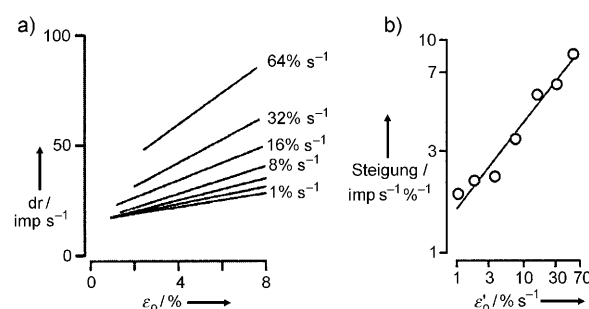


Abbildung 5. Die Entladungsgeschwindigkeit (dr) der SA-Rezeptoren, gemessen als Frequenz der von Nerven ausgesendeten Entladungsimpulse (Impulse pro Sekunde, imp s^{-1}), nimmt linear mit der Kompressionsamplitude ε_0 und der Kompressionsgeschwindigkeit ε'_0 zu. a) Die Entladungsgeschwindigkeit der SA-III-Rezeptoren steigt linear mit der Kompressionsamplitude.^[46] b) Für SA-I-Rezeptoren nimmt die Steigung der Geraden aus (a) linear mit der Kompressionsgeschwindigkeit zu.^[46] Wiedergabe mit freundlicher Genehmigung aus Lit. [46]. Copyright American Physiological Society.

werden bereits beobachtet, wenn die Epidermis eine sehr geringe Kompression von 0.5 % erfährt.^[46,49]

Der zweite interessante Aspekt des natürlichen Tastsystems besteht in der Differenzierung der Sensoren im Hinblick auf die Antwortgeschwindigkeit und die relative Entfernung der aktiven Stellen von der Hautoberfläche. Die Dermis enthält zwei Hauptgruppen von Tastrezeptoren: langsame (slow acting, SA), die konstante Kompressionen registrieren, und schnelle (fast acting, FA), die Kompressionsgeschwindigkeiten wahrnehmen.^[45,49,50] FA-Rezeptoren können z.B. neurale Pulse mit hohen Frequenzen von 1000 Pulsen pro Sekunde senden, wenn bei einer beginnenden Berührung schnelle Änderungen der Kompressionsgeschwindigkeit auftreten, während SA-Rezeptoren auch nur zwei Pulse in fünf Sekunden senden können, sodass bei einer langen Berührung Energie gespart wird (Tabelle 1).

Tabelle 1: Antwortverhalten der vier primären Rezeptoren SA-I, FA-I, SA-II und FA-II.

Rezeptortyp	Antwortverhalten
Merkel (SA-I) (Nahfeld mit mehreren empfindlichen Punkten; kontinuierlich, unregelmäßige Entladung)	langsam, genaue Details, 0.4–100 Hz
Meissner (FA-I) (Nahfeld; An-Aus-Entladung)	etwas schneller, Greifsteuerung, 10–200 Hz
Ruffini (SA-II) (Fernfeld; kontinuierlich, regelmäßige Entladung)	langsam, Dehnun- gen, 0.4–100 Hz
Vater-Pacini (FA-II) (Fernfeld; An-Aus-Entladung)	schnell, Schwin- gungen, dynami- sche Strukturen, 70–1000 Hz

Man unterteilt FA- und SA-Rezeptoren außerdem im Hinblick auf ihre Wahrnehmungsfelder: Die FA-I- und SA-I-Rezeptoren befinden sich näher an der Hautoberfläche und reagieren auf eine stark lokalisierte äußere Spannung (Tabelle 1, Abbildung 4); sie werden daher als „Nahfeld“-Rezeptoren bezeichnet. Die „Fernfeld“-Rezeptoren SA-II und FA-II sind tiefer in die Dermis eingebettet und besitzen breite Rezeptorfelder für die Tastwahrnehmung.^[46,50] Rezeptoren mit breiten Rezeptorfeldern können auch auf Kompressionen in großer Entfernung von der Rezeptorposition reagieren. Zum Beispiel wird eine eng lokalisierte, durch eine scharfe Spitze erzeugte Kompression selbst von weit entfernten Fernfeld-Sensoren wahrgenommen, jedoch nur von Nahfeld-Sensoren am Ort der Kompression.

Ein weiteres wichtiges Merkmal des natürlichen Tastsystems ist die Verteilung der Sensoren.^[51] Die Nahfeldsensoren liegen nahe an der Hautoberfläche und haben genau definierte Rezeptorfelder; sie werden zur Wahrnehmung von Strukturen genutzt und konzentrieren sich daher an den Fingerspitzen. Die Fernfeld-Rezeptoren sind eher gleichmä-

ßig über die Handfläche und die Fingerspitzen verteilt und haben große Rezeptorfelder; man nimmt an, dass sie bei der Wahrnehmung von Gelenkstellungen, beim Festhalten und bei der Wahrnehmung von Gleitbewegungen von Objekten eine Rolle spielen.^[44–46,49,50,52–54] Weitere Tastinformationen ergeben sich aus der Latenzzeit zwischen der Stimulation der Rezeptoren und der Aussendung der ersten Pulse; so lässt sich ein Zusammenhang zwischen der Reizschwelle der Rezeptoren und den neuronalen Signalen herstellen.^[55]

Dank ihrer beiden Polymernetzwerke, von denen eines einen geringen (elastische Fasern) und eines einen höheren Modulwert (Collagenfasern) besitzt, ist die Haut einerseits nachgiebig bei einer Deformation durch Kontakt mit Oberflächenstrukturen und kann diese Strukturen andererseits auch noch bei hohen Kompressionen wahrnehmen. Ihre viskoelastischen Eigenschaften spielen auch eine wichtige Rolle bei der Absorption von Energie bei einer viskosen Deformation durch Oberflächenmerkmale und machen die mechanischen Deformationen reversibel. Künstliche Systeme haben im Hinblick auf die aktive Komponente des natürlichen Tastsystems bisher zwei Aspekte nicht nachgebildet: 1) die Sensoren arbeiten rein digital, sodass das System weniger fehleranfällig ist sowie einen geringen Rauschpegel und eine hohe Empfindlichkeit aufweist. Die Signalintensität wird durch die Zahl und Frequenz der neuronalen Pulse bestimmt. 2) Die unterschiedlichen Rezeptortypen und ihre neuronalen Aktivitätsmerkmale liefern ein komplexes Signalerzeugungsmuster als Folge der Kompressionen und der Verteilung der Kompressionsgeschwindigkeiten. Statische wie auch dynamische Verteilung der Kompression im Kontaktbereich werden durch einen (nominell) unabhängigen Satz von Sensoren gemessen.

3. Tastsysteme: aktueller Stand und Perspektiven

Im Allgemeinen bestehen Tastsysteme aus einem Tastsensorelement, das bei einem mechanischen Kontakt ein Signal erzeugt, und einem Datenerfassungselement, das dieses Signal registriert und analysiert. Für die Konstruktion des Tastsensorelements gibt es zwei Ansätze: 1) Man erzeugt eine Struktur, die bei einer Berührung ein Signal liefert (Abschnitt 3.1). 2) Man nutzt Materialien, die auf molekularer Ebene die Eigenschaft haben, die mechanische Kompression bei einer Berührung in ein optisches oder elektrisches Signal umzuwandeln (Abschnitt 3.2). Der Schwerpunkt dieses Aufsatzes liegt zwar auf dem Tastsensorelement, für die Entwicklung eines funktionsfähigen Tastsystems ist es aber notwendig, das gesamte System der Signalerzeugung und -auswertung zu berücksichtigen.

3.1. Mikro- und nanostrukturierte Tastsysteme

Tastsensoren, in denen die Signaltransduktion mithilfe einer Struktur realisiert wird, die ein Signal als Antwort auf eine lokale Kompression erzeugt, bezeichnen wir als Tastsensoren mit aktiver Struktur. Abschnitt 3.1 besteht aus drei Teilen. In den ersten beiden Teilen diskutieren wir zwei üb-

liche Konfigurationen aktiver Strukturen; im dritten Teil diskutieren wir mögliche Hochleistungssysteme auf der Grundlage aktueller Forschungsergebnisse (speziell im Bereich der Nanomaterialien).

3.1.1. Tastsysteme mit Anordnungen von Kondensatoren

Ein Kondensator-basiertes Tastsystem ist aus einer Anordnung von Kondensatorzellen aufgebaut; jede Zelle oder jedes Pixel besteht aus zwei gleichen parallelen Metallplatten oder Elektroden mit einer Fläche A , die durch einen flexiblen Abstandhalter mit der relativen Dielektrizitätskonstante ϵ_r in einem Abstand D voneinander gehalten werden (Abbildung 6). Die Kapazität dieses Kondensators mit zwei plan-

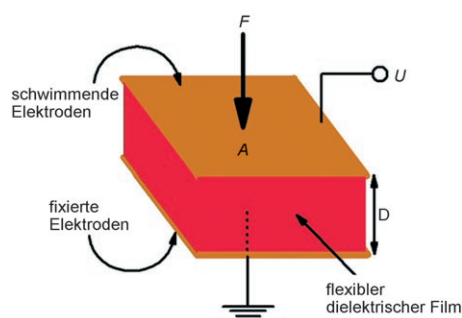


Abbildung 6. Plattenkondensator mit zwei parallelen Elektroden mit der Fläche A , getrennt durch einen flexiblen nichtleitenden Film mit der relativen Dielektrizitätskonstante ϵ_r und der Dicke D . F : Kraft, U : elektrische Spannung.

parallelen Elektroden ist gegeben durch Gleichung (3), wobei ϵ_0 die (elektrische) Permittivität des Vakuums und C_f den Beitrag der Elektrodenkanten (die tendenziell mehr Ladung als die übrige Elektrode speichern) bezeichnen. Normalerweise gilt für Tastsensoren $A \gg D^2$, sodass man C_f vernachlässigen kann.^[56]

$$C = 4\pi\epsilon_r\epsilon_0 \frac{A}{D} + C_f \quad (3)$$

Eine Anordnung derartiger Kondensatorelemente (oder Pixel) in einem typischen Tastsystem wird mithilfe von Techniken zur Konstruktion mikroelektromechanischer Systeme (microelectromechanical systems,^[57–60] MEMS) hergestellt.^[61,62] Die obere Elektrode, auf die der Kontaktdruck ausgeübt wird, befindet sich auf einer flexiblen Füllschicht (Abbildung 7a) und ist daher relativ zur fixierten unteren Elektrode beweglich.^[63–66] Der Kontaktdruck ändert die Schichtdicke um den Betrag $\Delta D = FD/AE$, wobei F die auf das Pixel, d. h. auf die obere Elektrodenoberfläche, wirkende Kraft und E der Kompressionsmodul der flexiblen Füllschicht ist. Bei einem Material ohne ferroelektrische Eigenschaften ist ϵ_r unabhängig von der mechanischen Spannung. Da $D^2 \ll A$ gilt, können wir A während der Deformation als konstant ansehen. Die Änderung der Kapazität, ΔC , ist daher ausgehend von Gleichung (3) gegeben durch Gleichung (4), wobei G für einen Kompressionsmodul steht.^[67]

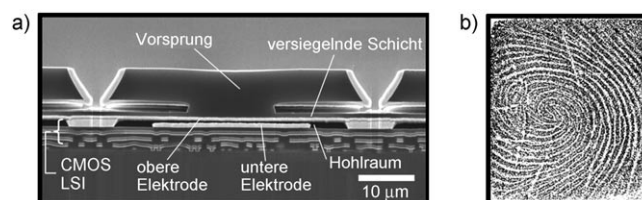


Abbildung 7. a) Querschnitt durch ein mit MEMS-Techniken hergestelltes Kondensatorelement. Jedes Pixel besteht aus einem Vorsprung, auf den eine Kraft F wirkt, die die obere Elektrode näher an die untere Elektrode drückt.^[65] CMOS: komplementärer Metall-Oxid-Halbleiter, LSI: integrierter Schaltkreis. b) Aus den Werten der Kapazitätsänderung, die für jedes Pixel gemessen wird, wird ein Bild erzeugt, z. B. ein menschlicher Fingerabdruck.^[65] Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [65]. Copyright IEEE.

$$\Delta C = C \frac{F}{AG} = \frac{4\pi\epsilon_r\epsilon_0}{GD} F \quad (4)$$

Abbildung 8 zeigt ein Beispiel für die lineare Beziehung zwischen der relativen Kapazitätsänderung $\Delta C/C$ und der Belastung (Spannung σ , F/A), das mit Gleichung (4) in

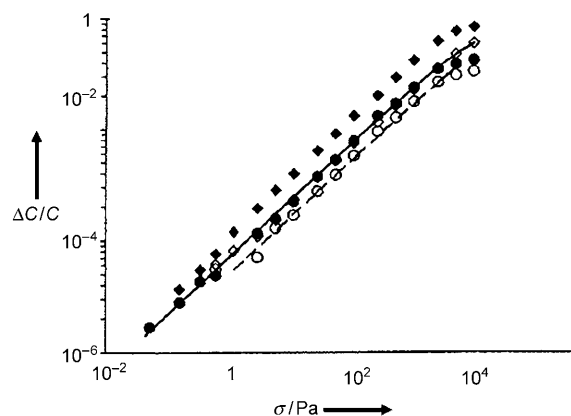


Abbildung 8. Relative Kapazitätsänderung ΔC in Abhängigkeit von der Belastung σ für luft- und polymergefüllte Kondensatorzellen; Dow 2103: Luft \diamond , Polymer \blacklozenge ; Polyester: Luft \circ , Polymer \bullet . In Einklang mit Gleichung (4) besteht ein linearer Zusammenhang.^[67] Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [67]. Copyright IEEE.

Einklang ist.^[67] Aus Gleichung (4) folgt auch, dass die Empfindlichkeit des Systems zunimmt, wenn die Füllschicht nachgiebiger (kleiner E -Wert), der Abstand zwischen den Elektroden so klein wie möglich (kleiner D -Wert) und die Dielektrizitätskonstante so groß wie möglich (großer ϵ_r -Wert) ist. Die meisten Polymere eignen sich zwar im Hinblick auf ihre kleinen E -Werte für die Füllschicht, weisen aber auch nur einen kleinen Wert (normalerweise unter vier) für ϵ_r auf. Wie Abschnitt 3.2 zeigen wird, sind daher ferroelektrische Polymere ideale Materialien, denn sie haben einen großen ϵ_r -Wert (15–20).

Für ein typisches Kondensatorelement, das keine hochentwickelte integrierte Schaltung zur Signalerzeugung enthält, liegt die Kapazitätsgrenze für ein brauchbares Signal/Rausch-Verhältnis in der Größenordnung von 1 pF.^[67] Daraus ergibt sich eine Fläche von 0.1 mm², wenn der Abstand zwi-

schen den Elektroden $1\ \mu\text{m}$ beträgt, oder ein quadratisches Kondensatorelement von ca. $350\ \mu\text{m}$ Größe. Mithilfe von integrierten Schaltkreisen wurden sogar nur $50\ \mu\text{m}$ kleine Kondensatorelemente hergestellt, mit denen Feinstrukturen von Oberflächen, z. B. Fingerabdrücke, erfasst werden konnten (Abbildung 7b).^[65]

3.1.2. Flexible Tastsysteme mit leitfähigen Polymerkompositen

Tastsensoren auf Basis leitfähiger Polymerkompositfilme bieten die wahrscheinlich erfolgreichste Transduktionsmethode zur Herstellung von Systemen mit einer Fläche von mehreren Dutzend cm^2 . Derartige Filme werden in verschiedenen Konfigurationen für den Aufbau unterschiedlich komplexer Tastsensoren eingesetzt. Sensoren aus leitfähigen Kompositfilmen stellen unseres Wissens den einzigen Ansatz dar (mit Ausnahme des in Abschnitt 4 beschriebenen Systems), der die Herstellung von flexiblen Tastsystemen ermöglicht, die sich gekrümmten Oberflächen anpassen können.^[3]

Ein Kompositmaterial aus leitfähigen Füllteilchen in einer nichtleitenden Polymermatrix wird leitfähig, wenn der Volumenanteil der Teilchen einen bestimmten Wert, die Perkolationsgrenze, überschreitet. Diese Grenze ist als der Wert des Volumenanteils der leitfähigen Teilchen definiert, bei dem mindestens ein Kanal durch die Probe existiert, der einen leitfähigen (perkolierenden) Pfad bildet. Theoretisch liegt die Perkolationsgrenze bei einer einheitlichen, d. h. zufälligen Verteilung der Teilchen bei einem Volumenanteil von ca. 16%.^[68,69] Allerdings ist ein System in der Praxis, selbst bei weitgehend gleichförmiger Verteilung der leitfähigen Füllpartikel, nicht „mathematisch“ zufällig, sodass die Perkolationsgrenze in einem Bereich von <1 bis $>30\%$ liegen kann. Die Hauptursache für diesen großen Bereich ist, dass die Form der Füllpartikel ihre räumliche Verteilung und damit die Perkolation beeinflusst. Beispielsweise können faserartige Füllpartikel, die einen großen Trägheitsradius aufweisen, zu einer Perkolationsgrenze führen, die zwei Größenordnungen kleiner ist als die von kugelförmigen Partikeln. Teilchen mit einem großen Seitenverhältnis, z. B. leitfähige Tenside oder Kohlenstoff-Nanoröhren, ergeben daher Kompositmaterialien, die selbst bei einem Volumenanteil der Füllpartikel von unter 1% leitfähig sind.^[68,70,71] Bei Ag-Schuppen oder Rußteilchen, die zur Bildung dichter Strukturen neigen, liegt die Perkolationsgrenze dagegen bei über 16%.^[68]

Wird ein derartiger Kompositfilm komprimiert, deformiert sich dabei die Polymermatrix, sodass sich der Abstand zwischen den Partikeln verringert. Dadurch erhöht sich die Zahl der Perkulationskanäle und somit die Leitfähigkeit. Wenn man den Zusammenhang zwischen der Kompression, der Leitfähigkeit und den mechanischen Eigenschaften des Kompositfilms kennt, kann man aus der Messung der lokalen Leitfähigkeit des Films die lokale Kompression und die mechanische Spannung ermitteln.^[72,73] Abbildung 9 zeigt einen passiven und einen aktiven Aufbau für die Messung der lokalen Widerstandsänderung bei einer Deformation. Beim passiven Aufbau befindet sich der Kompositfilm zwischen zwei Sätzen von linearen Elektroden, die senkrecht zueinander angeordnet sind (Abbildung 9a). Bei einer Kompression

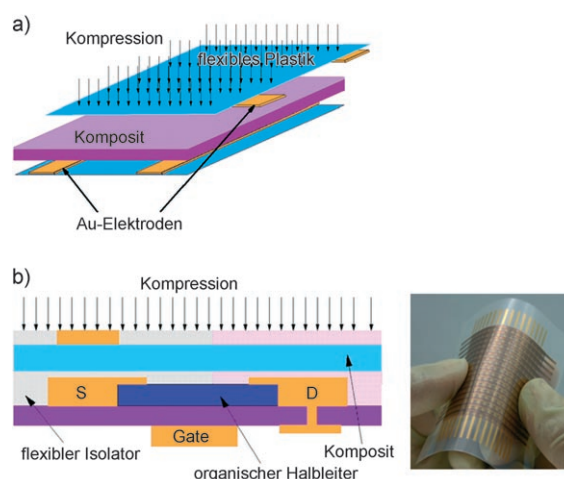


Abbildung 9. Aktive und passive Systemkonfiguration. a) In einem passiven System wird ein Füll-Kompositfilm von einem orthogonalen Elektrodensystem eingefasst. b) Links: In einem aktiven System ist der Kompositfilm an die Source-Elektroden von organischen Transistoren gekoppelt; S: Source-Elektrode, D: Drain-Elektrode. Rechts: flexibler, mit organischen Halbleitern hergestellter Tastsensor.^[3] Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [3]. Copyright National Academy of Science, U.S.A.

sion verringert sich der Abstand zwischen den Elektroden, und die resultierende Zunahme des Stroms bei einer bestimmten elektrischen Spannung wird gemessen, um so die lokale mechanische Spannung auf dem Pixel (definiert als die Überschneidungsfläche der beiden linearen Elektroden) zu bestimmen. Indem eine externe elektrische Spannung nacheinander an die einzelnen Elektroden angelegt wird, wird die Stromdichte an jeder Überschneidung von oberen und unteren Elektroden registriert, und aus diesen Daten ein Tastbild erzeugt. Der dynamische Bereich dieses passiven Aufbaus ist begrenzt, da er wegen Nichtlinearitäten und Hystereseeffekten nur bei kleinen Deformationen einsetzbar ist. Wenn sich die Belastung des passiven Systems auf 60 kPa erhöht, verringert sich der Widerstand um den Faktor 30; allerdings ist die räumliche Auflösung auf 5 mm beschränkt.^[73]

Beim aktiven Aufbau ist der Kompositfilm an einen Transistor gekoppelt (Abbildung 9b). Ein dreifacher Anstieg der mechanischen Spannung kann hier zu einer mehr als dreifachen Erhöhung der Stromstärke führen, wobei die Empfindlichkeit durch die Gate-Spannung gesteuert wird (Abbildung 10a).^[3] Bei den meisten Systemen entspricht jedes Pixel einem eigenständigen organischen Dünnschichttransistor, wobei das flexible Kompositmaterial an die Source-Drain-Elektrode gekoppelt ist (Abbildung 10a). Wenn bei einer konstanten Gate-Spannung U_{GS} der Film komprimiert wird, nimmt der Widerstand ab, sodass der Source-Drain-Strom I_{DS} zunimmt. Auf Grundlage dieses Funktionsprinzips wurden hochflexible Tastsensoren hergestellt, die sich um zylindrische Oberflächen legen lassen (siehe Einschub in Abbildung 9b).^[3] Die wichtigsten Vorteile der aktiven gegenüber den passiven Systemen sind ihre höhere Empfindlichkeit und ihr deutlich geringerer Stromverbrauch.

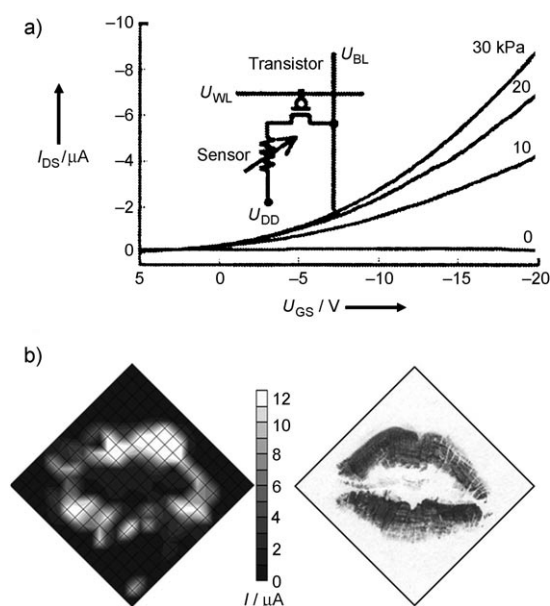


Abbildung 10. a) Das Messsignal eines aktiven Systems, der Drain-Strom I_{DS} , nimmt mit der mechanischen Spannung zu. Als Sensorsteuerung wird die Gate-Spannung U_{GS} eingesetzt, die die Empfindlichkeit moduliert.^[3] U_{BL} : Bitleitungsspannung, U_{WL} : Wortleitungsspannung, U_{DD} : Versorgungsspannung. b) Links: Vom aktiven Tastsensor (aus (a)) erzeugtes Abbild einer Berührung mit einer Gummilippenbildung von Lippen; das Bild wird aus den Stromwerten I der einzelnen Pixel erzeugt. Rechts: Abdruck der Gummilippen auf Papier.^[3] Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [3]. Copyright National Academy of Science, U.S.A.

Die Auflösung des Systems beträgt ca. 1 mm (Abbildung 10b)^[3] und ist damit die beste für Tastsysteme mit einer aktiven Fläche über 1 cm² (ausgenommen das System in Abschnitt 4); allerdings gibt es eine intrinsische Grenze, da die Leitfähigkeit des Kompositmaterials praktisch isotrop ist. Die Auflösung wäre deutlich höher, wenn die Leitfähigkeit parallel zur Filmebene (ξ_{\parallel}) erheblich kleiner als die Leitfähigkeit senkrecht dazu (ξ_{\perp}) wäre. Bisher wurden keine systematischen Untersuchungen durchgeführt, um das Verhältnis $X = \xi_{\parallel}/\xi_{\perp}$ zu maximieren; die Form der Partikel sollte aber eine wesentliche Rolle bei der Optimierung von X spielen. Ein möglicher Ansatz hierfür ist der folgende: Für ein ideal ungeordnetes Kompositmaterial beträgt die Perkulationsgrenze in zwei und drei Dimensionen ca. 16 bzw. 45 % Volumenanteil.^[69,74] Das Ziel sollte daher sein, einen anisotropen Kompositfilm herzustellen, in dem die Partikel einen Perkulationskanal senkrecht zur Filmebene bilden können, während ihr Volumenanteil in der Filmebene deutlich unterhalb der zweidimensionalen Perkulationsgrenze liegt. Eine mögliche Lösung, die wir in Abschnitt 4 vorstellen werden, ist die Herstellung eines „strukturierten Kompositfilms“, in dem die beliebig geformten Füllpartikel schichtweise eingebracht werden, sodass X sehr groß wird.

3.1.3. Empfindlichere hochauflösende Tastsysteme auf Basis nanostrukturierter Materialien

Die Verwendung leitfähiger Schichten zur Transduktion (Abschnitt 3.1.2) ist sehr vielversprechend für die Herstellung

hochflexibler und -empfindlicher Tastsensoren, hat aber zwei Nachteile: Der dynamische Bereich ist klein, d.h., der Kompositfilm reagiert nur in einem begrenzten Bereich mechanischer Spannung, und die Auflösung ist niedrig, da der Kompositfilm auch in der Filmebene leitfähig ist. Das Nanokompositsystem in Abbildung 11a mit ausgerichteten

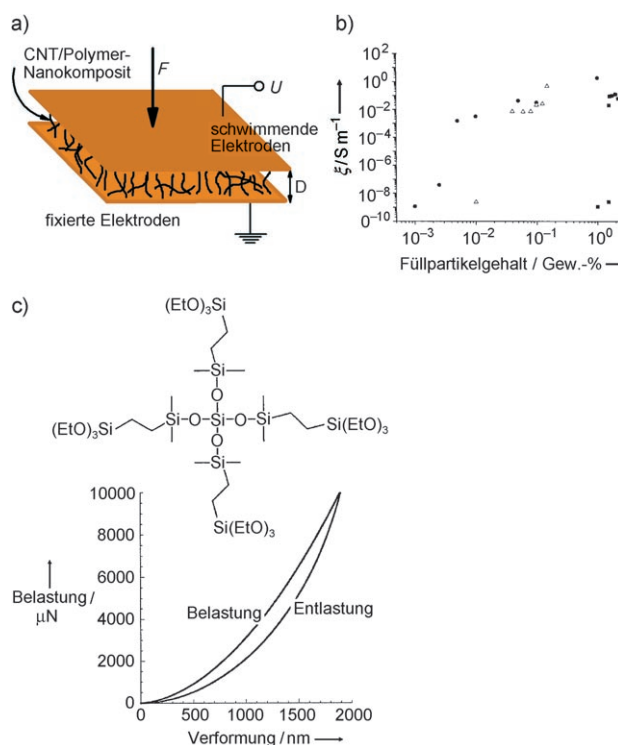


Abbildung 11. a) Tastpixel mit einem Kompositfilm aus ausgerichteten CNTs und einer Gelmatrix. b) Perkulationsgrenzen von Kompositfilmen mit Ruß- oder CNT-Füllpartikeln in einer Epoxidmatrix; ■ Ruß, △ verwickelte CNTs, ● ausgerichtete CNTs. Die Perkulationsgrenze ist erkennbar an dem Anstieg der spezifischen Leitfähigkeit ξ (Siemens pro Meter, $S m^{-1}$) bei einem bestimmten Füllpartikelgehalt; für ausgerichtete CNTs ist sie mindestens drei Größenordnungen kleiner als für Rußpartikel.^[68] c) Ein Gel aus einem Tetraalkoxysilan und dem gezeigten Sternsilan zeigt bei Belastung eine geringe Hysterese und eine ausgeprägte Verformung.^[77] Wiedergabe von Abbildung 11b mit Genehmigung aus Lit. [68]. Copyright Elsevier Ltd. Wiedergabe von Abbildung 11c mit Genehmigung aus Lit. [77]. Copyright The Royal Society of Chemistry.

Kohlenstoff-Nanoröhren (carbon nanotubes, CNTs) könnte eine Lösung für beide Probleme bieten. Die CNTs wurden mit einem geeigneten Tensid beschichtet, sodass sie eine bessere Kompatibilität aufwiesen und in einem Gel dispergiert werden konnten.^[75,76]

Im Unterschied zu den herkömmlichen Materialien auf Basis von Rußpartikeln in Elastomeren hätte dieser Kompositfilm folgende Eigenschaften: 1) Die ausgerichteten CNTs ergeben eine sehr niedrige Perkulationsgrenze; noch wichtiger ist aber, dass die Leitfähigkeit bei einem Anteil an Füllpartikeln unmittelbar oberhalb der Perkulationsgrenze signifikant langsamer steigt. In der Folge gäbe es einen großen Spannungsbereich, in dem die Leitfähigkeit monoton ansteigt, bevor eine Sättigung erreicht wird (Abbil-

dung 11b).^[68] 2) Da bei ausgerichteten CNTs die Perkolationsgrenze drei Größenordnungen niedriger liegt als bei konventionellen Füllpartikeln aus Ruß (die z.B. für die in Lit. [68] beschriebene Untersuchung eingesetzt wurden), hätte das leitfähige Kompositmaterial ähnliche mechanische Eigenschaften wie das Gel, d.h., bei Belastung würde eine große Deformation mit einer geringen Hysterese auftreten, wie in Abbildung 11c für ein Gel aus einem Tetraalkoxysilan und einem Sternsilan gezeigt.^[77]

Die Kombination der beiden Eigenschaften (1) und (2) ergäbe einen breiten dynamischen Bereich, in dem der Kompositfilm mit großen Kompressionswerten reversibel verformt werden könnte, wobei die Leitfähigkeit monoton anstiege. Schließlich würde die Ausrichtung der CNTs senkrecht zur Filmebene das Leitfähigkeitsverhältnis X verkleinern und so zu einer höheren Auflösung führen (siehe Abschnitt 3.1.2). Der Vorteil dieses Ansatzes besteht darin, dass etablierte Herstellungsprozesse und Signalgebungsmethoden eingesetzt werden, die denen früherer Arbeiten (Abschnitt 3.1.1) ähneln. Da der Film ein Gel und kein Elastomer ist, würden die von Biegungsspannungen verursachten Hintergrundsignale erheblich reduziert. Diese Eigenschaft wäre sehr wichtig für die Chirurgie und Robotik, bei denen sich der Tastsensor in Form eines dünnen Films höchstwahrscheinlich auf einer gekrümmten Oberfläche, z.B. einem Roboterfinger, befinden würde.

Fortschritte bei der Herstellung von molekularen Elektronik und Nanomaterialien (z.B. die Selbstorganisation ausgedehnter molekularer Monoschichten oder das robuste Zusammenschalten von Elektroden auf molekularem Niveau) bilden die Basis für die Entwicklung neuer Konzepte. Die empfindliche Reaktion der Energiebandstrukturen von CNTs und Nanodrähten auf die Gegenwart von Oberflächenladungen und elektrischen Feldern^[78,79] wurde für die Herstellung molekularer Sensoren genutzt. Wird z.B. ein CNT-Netzwerk zwischen zwei Elektroden mit dem bakteriellen Zellmembranprotein Rhodopsin beschichtet, verschiebt sich die Schwelle der Gate-Spannung U_{GS} erheblich (Abbildung 12a).^[80] Diese Verschiebung wird durch eine Änderung des Fermi-Energieniveaus der CNTs durch das Dipolmoment von Rhodopsin verursacht (Einschub in Abbildung 12a). Nanodrähte aus Silicium zeigen einen ähnlichen Effekt: Die Stärke eines elektrischen Stroms, der durch einen mit Antikörpern funktionalisierten Si-Nanodraht fließt, ändert sich, wenn spezifische Antigene an die Antikörper binden (Abbildung 12b).^[81,82] Die Ursache für die Änderung der Stromstärke ist eine lokale Polarisation, die durch die Ladung der Antigene induziert wird (Einschub in Abbildung 12b).^[81] Abbildung 12c zeigt den schematischen Aufbau eines Tastpixels, das auf einem ähnlichen Konzept beruht. Ein Netzwerk aus einem Nanomaterial, z.B. CNTs oder Si-Nanodrähte, befindet sich zwischen zwei festen Elektroden.^[83] Das Netzwerk wird mit einem dünnen, flexiblen, druckempfindlichen Film eines ferroelektrischen Polymers mit einer hohen Polarisation (z.B. Poly(vinylidenfluorid), PVDF) beschichtet.^[84,85] Wird bei einer Berührung eine Kraft F ausgeübt, ändert sich die Polarisation der ferroelektrischen Schicht; dadurch verschiebt sich wiederum das Fermi-Niveau des Nanonetzes, und ein Signal in Form einer Änderung der

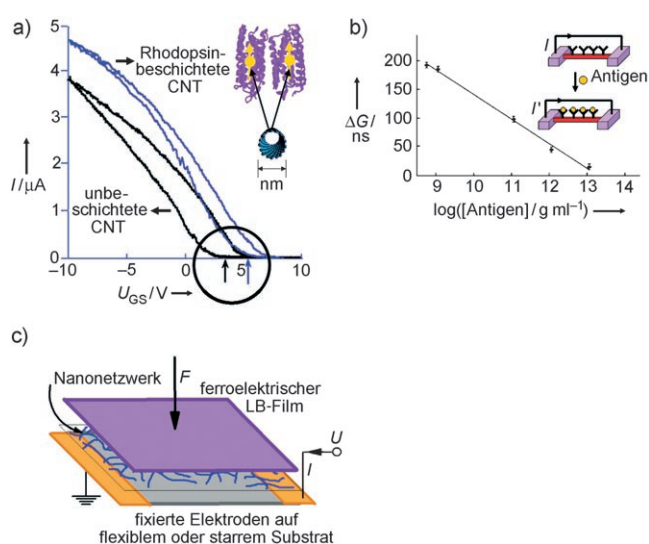


Abbildung 12. a) Transistorverhalten von unbeschichteten CNTs (schwarze Kurve) und von CNTs, die mit dem bakteriellen Zellmembranprotein Rhodopsin beschichtet wurden (blaue Kurve). Die Beschichtung verschiebt die Schwelle der Gate-Spannung U_{GS} (siehe Pfeile im markierten Bereich). Der Einschub zeigt für eine CNT den Gating-Prozess durch die Dipole der Rhodopsinmoleküle.^[80] b) Veränderung des Leitwertes G eines mit Antikörpern modifizierten Si-Nanodrahtes bei Eintauchen in Antigenlösungen mit verschiedenen Antigenkonzentrationen. Der Einschub zeigt, wie die Bindung der Antigene an die Antikörper die Stromstärke von I auf I' ändert.^[81] c) Tastpixel mit einem Nanonetzwerk aus CNTs oder Nanodrähten zwischen zwei Elektroden. Die Polarisation eines ferroelektrischen Films wirkt als Gate-Potential. Eine Kontaktkraft F ändert die Polarisation und damit das Gate-Potential und kann so als Änderung der Stromstärke I registriert werden. Wiedergabe von Abbildung 12a mit Genehmigung aus Lit. [80]. Copyright American Chemical Society. Wiedergabe von Abbildung 12b mit Genehmigung aus Lit. [81]. Copyright Nature Publishing Group.

Stromstärke I zwischen den beiden Elektroden wird erzeugt. Aus den Werten von I der einzelnen Pixel ließe sich dann ein Oberflächenprofil von F erhalten. Ein derartiges Tastsystem hätte einen niedrigen Stromverbrauch, und seine Auflösung wäre durch den Abstand der Elektroden bestimmt.

Die Kondensator-basierten Systeme (Abschnitt 3.1.1) lassen sich erheblich verbessern, indem man selbstorganisierte Filme aus Molekülen mit großen (permanenten) Dipolmomenten einsetzt, die sich bei einer Deformation ausrichten. Der Effekt der induzierten Dipolausrichtung übersteigt die Kapazitätsänderung, die durch die kleine räumliche Deformation verursacht wird [gegeben durch Gl. (4)], um ein Vielfaches (um einen Faktor von ca. 100). Eine Monoschicht aus geordnetem Poly(γ -benzyl-L-glutamat) (PBLG) wird durch die Ausrichtung von Dipolen polarisiert, die durch die akkordeonartige Deformation der α -Helix verursacht wird.^[86] Dieser piezoelektrische Effekt, d.h. die Polarisation durch Deformation, fällt zwar 30- bis 300-mal kleiner aus als bei konventionellen Materialien wie PVDF oder Bleizirconat (PZT), aber die effektive Signalerzeugung bei kleinen Spannungen (wegen der kleinen ϵ_r -Werte) kompensiert die im Vergleich zu PZT und PVDF geringen Polarisationswerte.

Eine weitere Gruppe von Materialien, die reversibel mit hohen Kompressionswerten von über 10 % verformt werden können, sind hochflexible Elastomere, die ferroelektrische flüssigkristalline Polymere enthalten; bei diesen Materialien kommt die Änderung der Polarisierung durch die Änderung des Tiltwinkels der ferroelektrischen Flüssigkristallmoleküle zustande.^[87] Gegenüber piezoelektrischen Keramikmaterialien haben ferroelektrische Elastomere den Vorteil, dass auf einfache Weise freistehende dünne Filme (im Bereich von einigen Dutzend nm) hergestellt (und auf ein Substrat aufgebracht) werden können.

3.2. Tastsysteme aus Materialien mit spezieller chemischer Struktur

Als Tastsensoren mit einem aktiven Material bezeichnen wir Systeme, bei denen die Signaltransduktion auf einem Material beruht, das eine spezielle molekulare oder Kristallstruktur hat, die auf eine lokale Kompression reagiert. Wir unterteilen Abschnitt 3.2 in drei Teile: In den ersten beiden Teilen beschäftigen wir uns mit den gängigen Materialien, und im letzten Teil besprechen wir mögliche Hochleistungssysteme auf Grundlage neuer Forschungsergebnisse.

3.2.1. Piezoelektrische Materialien

Piezoelektrische Materialien sind Nichtleiter, die bei einer Kompression einen Potentialgradienten bilden.^[88–90] Diese Eigenschaft beruht auf zwei Vorgängen: 1) Aufgrund der Kristallstruktur des Materials (z. B. ZnO) kommt es bei einer Deformation zu einer asymmetrischen Verschiebung der Kationen und Anionen, sodass eine hohe Polarisierung entsteht.^[91] 2) Bei einer Deformation werden die großen permanenten Dipolmomente der Moleküle des Kristalls ausgerichtet.^[84] Der piezoelektrische Effekt aufgrund der Kristallstruktur tritt normalerweise bei anorganischen Materialien auf, z. B. bei BaTiO₃, bei den Keramikverbindungen der Bleizirkonattitanat-Gruppe (Pb(Zr_xTi_{1-x})O₃, PZT), bei ZnO und bei CdS.^[60,92,93] Der molekulare Effekt wird dagegen bei Makromolekülen beobachtet, die ein großes intrinsisches Dipolmoment aufweisen, z. B. bei PVDF, Nylon und PBLG.^[84,86]

Ein typisches Element oder Pixel eines Tastsensors hat den gleichen Aufbau wie bei den Kondensator-basierten Systemen (Abbildung 6), wobei das Dielektrikum ein piezoelektrischer Film mit der Dicke D und der Fläche A ist. Bei einer Berührung führt die Kontaktkraft F zu einer Änderung der Filmdicke um den Betrag ΔD , und an den beiden Elektroden werden die Ladungen $+Q$ und $-Q$ erzeugt.^[63,94–96] Da das Element auch ein Kondensator ist, führt die induzierte Ladung zu einem Potential U über das Pixel, das durch Gleichung (5) gegeben ist, wobei d die piezoelektrische Konstante des Materials bezeichnet. Streng genommen ist d ein Tensor, und man muss die relative Orientierung des Kristalls im Film berücksichtigen. Für den oben betrachteten (und am häufigsten auftretenden) einfachen uniaxialen Fall müssten wir die Tensornotation d_{33} verwenden.^[60,97] Ähnlich wie bei den Kondensator-basierten Systemen [Gl. (4)] ist die

Empfindlichkeit für die Kontaktkraft F proportional zur Größe des Signals U . Allerdings sollte im Unterschied zu den Kondensatorsystemen der Wert von D hier möglichst groß und der von ϵ_r möglichst klein sein. Mit anderen Worten, das piezoelektrische Material sollte ein möglichst großes d/ϵ_r -Verhältnis haben, um eine hohe Empfindlichkeit zu erzielen.

$$U = \frac{dD}{4\pi\epsilon_r\epsilon_0 A} F \quad (5)$$

Für die Herstellung von Tastsystemen wurden viele verschiedene, auch polykristalline Materialien eingesetzt (z. B. PZT, ZnO und PVDF). Da die meisten Herstellungsverfahren kein Material liefern, das perfekt ausgerichtet ist, um eine maximale Polarisierung (durch Kompression) senkrecht zur Filmebene zu erzeugen, wird es „gepolt“; auf diese Weise lässt sich d auf den höchsten erreichbaren Wert einstellen. Die Ausrichtung der Dipole bei einem Polungsprozess erfolgt entweder durch Anlegen eines starken elektrischen Feldes oder durch ein mechanisches Verfahren, z. B. Scheren oder Lösungsgießen (solution casting).^[60]

PZT und PVDF sind dank ihrer mechanischen Eigenschaften, ihrer einfachen Herstellung und ihrer hohen Empfindlichkeit die geeignetsten Materialien für Tastsensoren. PZT hat eine höhere piezoelektrische Konstante ($d_{33} = 117 \text{ pC N}^{-1}$) als Einkristallmaterialien wie Quarz ($d_{11} = 2.3 \text{ pC N}^{-1}$) oder Zinkoxid ($d_{33} = 12 \text{ pC N}^{-1}$), und man kann seine elektrischen und mechanischen Eigenschaften mithilfe von Zusätzen beeinflussen.^[60] PVDF hat zwar eine kleinere piezoelektrische Konstante ($d_{33} = 30 \text{ pC N}^{-1}$), aber der niedrige ϵ_r -Wert (100-mal kleiner als bei PZT) macht PVDF zu einem idealen Material für die Herstellung von Tastsystemen.^[84] Außerdem haben die geringen Kosten und die einfache Handhabung der Polymere (im Unterschied zu den Keramikverbindungen) zu der weit verbreiteten Verwendung als piezoelektrisches Material beigetragen. Mit PVDF als Füllmaterial wurde eine Auflösung (definiert über die Pixelgröße) von 0.7 mm bei Kontaktkräften über 100 kPa demonstriert.^[95] Durch Vernetzung mithilfe von Elektronenstrahlen wurden auch PVDF-Copolymere hergestellt, die sich selbst bei Kompressionen bis zu vier 4 % reversibel verhalten, während bei Keramikmaterialien die Kompression auf Werte deutlich unter 0.5 % beschränkt ist.^[98]

Ähnlich wie bei der Ultraschall-Bildgebung in der Medizin, wo ein lokaler Druck durch die Dämpfung von Schwingungen eines piezoelektrischen Kristalls gemessen wird, wurden Tastsysteme als Anordnung aus piezoelektrischen Kristalloszillatoren konstruiert. Der schematische Aufbau eines Pixels ist ähnlich wie derjenige in Abbildung 6. Die durch eine Wechsellspannung erzeugte Schwingung der oberen Elektrode relativ zur stationären unteren Elektrode ist bei der Resonanzfrequenz f_0 maximal. Die Resonanzfrequenz verschiebt sich linear, wenn eine Kontaktkraft F wirkt. Im Allgemeinen sind diese Systeme rauschärmer und empfindlicher als statische Systeme, sind aber auch anfälliger für Hystereseeffekte.^[92]

3.2.2. Piezoresistive Materialien

Eines der ersten Konzepte zur Messung einer lokalen Kompression und mechanischen Spannung beruhte auf Kompressionsmessern, die bei einer Deformation ihre elektrische Leitfähigkeit ändern.^[99] Piezoresistive Materialien sind Metalle und Halbleiter, deren spezifischer Widerstand ρ durch Deformation moduliert werden kann. Bei Halbleitern ändert eine Kompression die Energie der Bandlücke und die Beweglichkeit der Ladungsträger (Elektronen oder Löcher). Da die Leitfähigkeit zur Beweglichkeit und Dichte der Ladungsträger (die exponentiell von der Bandlücke abhängt) proportional ist, kann eine Kompression eine deutliche Änderung der Leitfähigkeit und des spezifischen Widerstands bewirken. Bei Halbleitern besteht der wesentliche Effekt in der Änderung der Bandlücke zwischen Valenz- und Leitungsband. Bei Metallen ist dieser Effekt weniger ausgeprägt, da sich die Beweglichkeit der Elektronen bei einer Kompression kaum ändert.^[99,100] Zwar werden Metalle (als Kompressionsmesser) häufig in Tastsystemen eingesetzt, Halbleitermaterialien reagieren aber empfindlicher auf Verformungen.^[99,101–103]

Bei einem Aufbau wie in Abbildung 6 besteht zwischen der relativen Widerstandsänderung $\Delta D/D$ bei einer Kompression senkrecht zur Filmebene und der wirkenden Kraft F eine lineare Beziehung gemäß Gleichung (6).^[99,104] Hier ist Π der effektive piezoresistive Koeffizient senkrecht zur Filmebene, Y der Elastizitätsmodul und $K_s = \Pi Y$ der K-Faktor, der die Empfindlichkeit des Systems beschreibt. Wie die piezoelektrische Konstante d ist Π ein Tensor, der von der Orientierung des Kompressionstensors relativ zu den kristallographischen Ebenen des Materials abhängt.^[99] Je größer der Wert von Π (oder K_s), umso höher ist die Empfindlichkeit. Metalle haben K_s -Werte von 2–5, während Germanium und Silicium in der 111-Richtung K_s -Werte über 150 aufweisen; Halbleitersysteme sind also erheblich empfindlicher.^[100,101,103–105]

$$\frac{\Delta \rho}{\rho} \left(\approx \frac{\Delta R}{R} \right) = \frac{\Pi}{A} F = (\Pi Y) \frac{\Delta D}{D} \quad (6)$$

Die wesentliche Eigenschaft für den Aufbau möglicher Tastsensoren (oder anderer Systeme), die auf piezoresistiven Elementen beruhen, ist eine hohe Empfindlichkeit gegenüber Deformationen. Tastsysteme werden als Anordnung aus piezoresistiven Elementen aufgebaut, wobei jedes Element die lokale Belastung misst. Die piezoresistiven Elemente sind zu ihrem Schutz meist in einer weichen Polymerschicht eingebettet. Aus den Widerstandsänderungen aller Elemente der Anordnung kann dann das Berührung- oder Druckbild erzeugt werden.^[101,103]

Abbildung 13a zeigt einen Tastscanner mit einer piezoresistiven Anordnung mit einer Auflösung von 1.5 mm, die für die Abbildung von bösartigen Brusttumoren eingesetzt wird (Abbildung 13b). Mit diesem System lässt sich die Tumorgroße genauer bestimmen als mit einem Ultraschallsystem (Abbildung 13c).^[106]

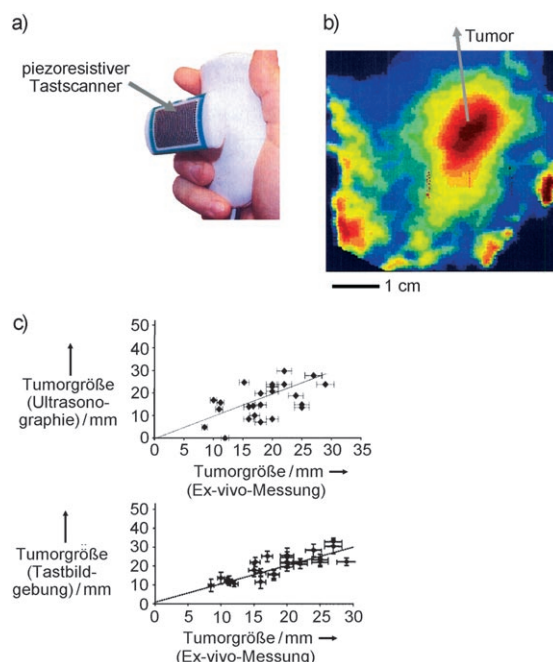


Abbildung 13. a) Piezoresistiver Tastscanner für die Abtastung der Brustoberfläche zur Erkennung und Quantifizierung von Tumorgewebe.^[106] b) Tastbild eines bösartigen Tumors (invasives duktales Karzinom); das Tumorgewebe ist fester als das umgebende Brustgewebe.^[106] c) Genauigkeitsvergleich von Ultrasonographie und Tastbildgebung für die Abschätzung der Tumorgroße.^[106] Oben: mithilfe der Ultrasonographie geschätzte Tumorgroße und tatsächliche Größe (erhalten aus Ex-vivo-Messungen); unten: die gleichen Daten für das Tastbildgebungsverfahren; —: identische Werte. An der geringeren Streuung der Daten erkennt man die größere Genauigkeit des Tastbildgebungsverfahrens. Wiedergabe mit Genehmigung aus Lit. [106]. Copyright American Medical Association.

3.2.3. Aufbau hochempfindlicher Tastsysteme mithilfe von nanostrukturierten Materialien und Einzelmoleküleigenschaften

CNTs sind nicht nur wegen ihrer elektrischen, sondern auch wegen ihrer elektromechanischen Eigenschaften interessant für den Aufbau empfindlicher Tastsysteme.^[107] Es ist schon länger bekannt, dass senkrecht zu Substratoberflächen ausgerichtete CNTs eine sehr hohe Kompressibilität aufweisen; vor kurzem wurde auch gezeigt, dass CNTs als hochempfindliche Drucksensoren eingesetzt werden können (Abbildung 14a).^[108,109] Wenn ausgerichtete CNTs parallel zu ihrer Längsachse mechanisch belastet werden, steigt ihre axiale Leitfähigkeit monoton und reversibel bis zu einem Kompressionsgrad von 50 % (Abbildung 14b).^[109] Man kann daher ein einfaches System (Abbildung 14d) aufbauen, indem man einen ca. 3.5 mm dicken Film aus parallel geordneten CNTs zwischen zwei Elektroden platziert (wofür es häufig genutzte Verfahren gibt^[108]). Bei einer konstanten anliegenden Spannung U ist der Strom eine Funktion der wirkenden Kontaktkraft F . Ein hochauflösendes und -empfindliches Tastsystem erhält man, indem man aus den Stromwerten aller Pixel wie oben beschrieben (Abschnitt 3.1.1) ein Bild konstruiert.

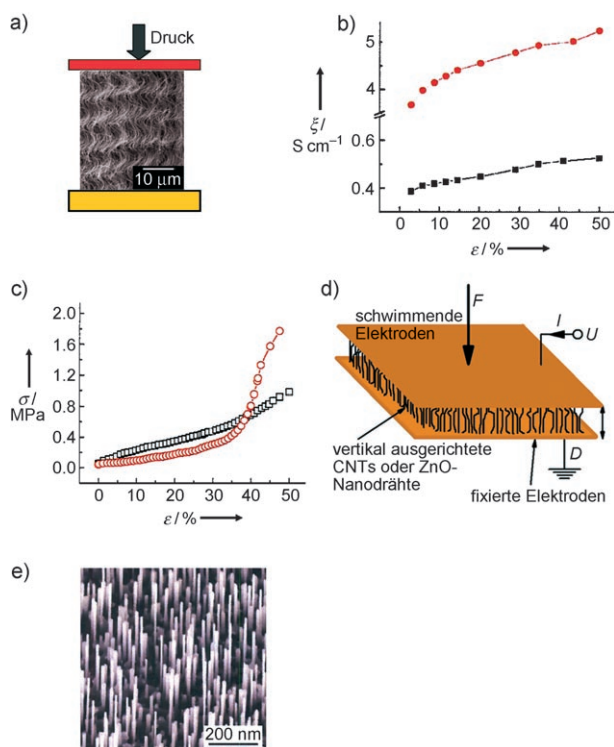


Abbildung 14. a) CNTs, die senkrecht zu einem Substrat ausgerichtet sind; das Rasterelektronenmikroskopie (SEM)-Bild zeigt die wellenförmige Verformung durch einen Druck, der parallel zu den CNT-Wänden wirkt.^[108] b) Die Leitfähigkeit der CNT-Struktur steigt gleichförmig mit der Kompression; für eine Kompression parallel zu den CNT-Wänden (●) wird eine höhere Empfindlichkeit beobachtet als für eine Kompression senkrecht zu den Wänden (■).^[109] c) Die CNT-Struktur wird sowohl durch parallele (○) als auch durch senkrechte Kompression (□) rasch komprimiert; der geringe Modulwert führt zu einer höheren Empfindlichkeit als bei Polymerfilmen.^[109] d) Tastpixel mit senkrecht ausgerichteten CNTs oder ZnO-Nanodrähten mit der Länge D . Wenn eine Kontaktkraft F auf das System wirkt, ändert sich die Stromstärke I . Aus den Änderungen von I in allen Pixeln lässt sich ein Tastbild der Verteilung von F erzeugen. e) SEM-Bild von senkrecht ausgerichteten ZnO-Nanodrähten, die auf einem Aluminiumoxid-Substrat gezüchtet wurden.^[111] Wiedergabe von Abbildung 14a–c mit Genehmigung aus Lit. [108]. Copyright American Institute of Physics. Wiedergabe von Abbildung 14d mit Genehmigung aus Lit. [111]. Copyright American Chemical Society.

Ferroelektrische Keramikmaterialien haben zwar eine große piezoelektrische Konstante, sie sind aber für Tastsysteme weniger interessant, da sie um zwei Größenordnungen höhere Werte von Dielektrizitätskonstante und Elastizitätsmodul aufweisen als PVDF. Eine interessante Möglichkeit könnten ZnO-Nanodrähte bieten, die senkrecht zu Elektrodenoberflächen angeordnet sind.^[110,111] Während der Modulwert für makroskopisches ZnO 140 GPa beträgt, ist der Wert in ZnO-Nanodrähten auf ca. 35 GPa reduziert;^[111] außerdem ist wegen der Nanostruktur der d_{33} -Wert um ca. 50 % erhöht (von 13 auf 20 pC N^{−1}).^[112] Ein typischer Pixelaufbau könnte dem der CNT-basierten Systeme ähneln (Abbildung 14d), wobei die Nanodrähte zwischen den beiden Elektroden senkrecht auf den Elektrodenoberflächen stehen (Abbildung 14e). Eine Kontaktkraft F führt zu einer Potentialdifferenz U zwischen den beiden Elektroden,^[113] die ähnlich wie

bei den piezoelektrischen Systemen (Abschnitt 3.2.1) analysiert werden kann, sodass man eine Abbildung der Kontaktkraftverteilung über eine Pixelanordnung erhält.

Eine weitere Miniaturisierung ist möglich, wenn man die nanostrukturierten Materialien, wie CNTs oder ZnO-Nanodrähte, durch z. B. eine molekulare Monoschicht aus druckempfindlichen Molekülen ersetzt (Abbildung 15a). Vor

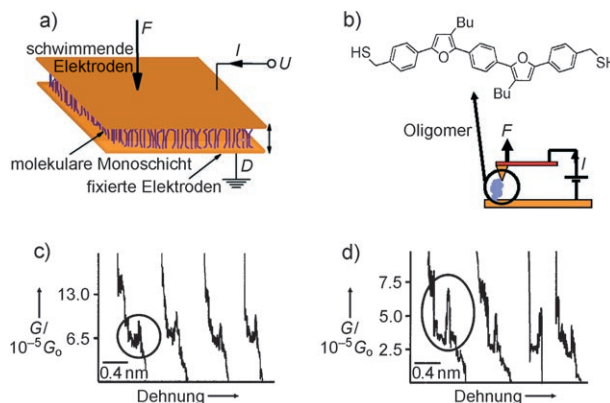


Abbildung 15. a) Tastpixel mit molekular-elektronischen Komponenten. F ändert die Molekülkonformation; dadurch ändert sich der Strom I , der durch die Moleküle (und somit durch das Pixel) fließt. b) Leitfähiges (Benzol-Furan)_n-Oligomer ($n=2$).^[115] Einschub: Aufbau zur Messung der Leitfähigkeit; das Oligormolekül überbrückt den Abstand zwischen der Sondenspitze eines Rastertunnelmikroskops (STM) und einem Substrat. Vergrößert man den Abstand, wird das Molekül gedehnt, wobei die Leitfähigkeit als Funktion des Abstandes registriert wird. c) G (gemessen in Einheiten des Leitwertquants $G_0 = 2e^2/h$, ca. 77.4 μS) des $n=2$ -Oligomers als Funktion des Abstandes zwischen Goldsubstrat und STM-Spitze.^[115] Kreis: Bereich, in dem sich G durch die Dehnung des Oligomers ändert. Die Abbildung zeigt vier Leitwertkurven für das Oligomer. d) Analoge Leitwertkurven für das $n=3$ -Oligomer.^[115] Die relative Änderung von G ist stärker und abrupter als für das $n=2$ -Oligomer. Wiedergabe von Abbildung 15b–d mit Genehmigung aus Lit. [115]. Copyright The Royal Society of Chemistry.

kurzem konnte die lange bestehende Annahme bestätigt werden, dass die Leitfähigkeit in Richtung der Hauptachse eines Moleküls von der Konformation des Moleküls abhängt.^[114] Nach dieser ersten Demonstration wurde auch gezeigt, dass der (Einzelmolekül-)Leitwert G durch Deformation moduliert werden kann.^[115,116] Für eine Reihe alternierender flexibler (Benzol-Furan)_n-Oligomere ($n=1-4$) (Abbildung 15b), die 6–18 konjugierte Doppelbindungen enthalten und daher leitfähig sind, ändert sich der Leitwert bei einer Deformation um 40–75%.^[115] Für $n=2$ (Abbildung 15c) beträgt die Änderung des Leitwertes durch Deformation ca. 25 % und ist deutlich weniger abrupt als für $n=3$ (Abbildung 15d), wo die Änderung ca. 75 % beträgt.^[115]

Wenn man nach diesem Konzept ein großflächiges molekular-elektronisches System aufbauen will, benötigt man eine zuverlässige Methode für die Platzierung der oberen Elektrode (Abbildung 15a), um einen robusten elektrischen Kontakt zu erzielen. Die molekular-elektronischen Systeme sind noch weit von einer Kommerzialisierung entfernt; allerdings wurde vor kurzem eine interessante Methode beschrieben, bei der als obere Elektrode ein leitfähiges Polymer

(das mit einer Metallelektrode verbunden ist) eingesetzt wurde, an dem in einer großen Fläche robuste elektrische Kontaktstellen zwischen Einzelmolekülen und der Elektrode realisiert werden konnten.^[117]

Optische Systeme, die Interferenzphänomene nutzen, könnten eine Alternative zur elektrischen Signaltransduktion bieten. Tastsysteme, die auf einer Modulation der Bragg-Gitterbeugung beruhen, sind bereits beschrieben worden;^[118] allerdings ist es schwierig, eine bessere Auflösung als 1 mm zu erzielen und großflächige Tastsysteme herzustellen. Eine interessante Alternative könnten nanostrukturierte photonische Materialien aus selbstorganisierten Blockcopolymeren bieten. Blockcopolymergele aus 2-Vinylpyridin mit Styrol bilden auf einer Filmoberfläche selbstorganisierte Lamellen, die für die effiziente Bestimmung einer lokalen Kompression durch optische Interferenzmessungen eingesetzt wurden.^[119] Diese eindimensionalen photonischen Kristalle zeigen bei normalen Kompressionen eine Verschiebung des Filtersperrbereichs (stop band) um ca. 575 % vom UV/Vis- in den Infrarotbereich (für reflektiertes Licht). Man könnte ein hochauflösendes System mit einer ausgedehnten Pixelanordnung herstellen, indem man das Interferenzfarbmuster direkt mit einer Digitalkamera als Funktion der Wellenlänge aufzeichnet, sodass man bei einer Berührung eine Abbildung der Kompressionsverteilung erhält. Abhängig von der Intensität der Lichtquelle, die für die Erzeugung des Interferenzmusters eingesetzt wird, könnte man eine Auflösung von 1 μm im sichtbaren Bereich erhalten. Der Vorteil dieses Konzeptes besteht darin, dass das optische Signal direkt mit einer Digitalkamera aufgezeichnet wird, während bei faseroptischen Systemen die Abbildung einer großen Kontaktfläche schwierig und teuer sein kann.

Si-Nanodrähte haben einen mehr als 50-mal größeren piezoresistiven Koeffizienten als Volumensilizium; möglicherweise lässt sich diese Eigenschaft für eine geschickte Konstruktion von Tastsystemen nutzen.^[120]

4. Ein Tastsensor mit hoher Auflösung

Die gegenwärtigen Tastsysteme, die auf den in Abschnitt 3 beschriebenen Konzepten beruhen, haben zwei Einschränkungen, die eine wesentliche Verbesserung der Anwendungen in der Robotik, Chirurgie und Tumordetektion (Abschnitt 1) erschweren: 1) Die Auflösung von Systemen mit Kontaktflächen über 1 cm^2 beträgt nur ca. 1 mm,^[3] die eines menschlichen Fingers hingegen 40 μm .^[1] 2) Die Systeme werden zunächst auf einem planaren Substrat aufgebaut; werden sie anschließend auf eine gekrümmte Oberfläche übertragen, z. B. den Finger eines Roboters oder ein chirurgisches System, entsteht eine (bleibende) mechanische Spannung, die ein erhebliches ungleichmäßiges Hintergrundsignal verursacht. In diesem Abschnitt beschreiben wir ein kürzlich entwickeltes System, das eine dem Finger vergleichbare Auflösung hat und direkt auf einer gekrümmten Oberfläche aufgebaut werden kann, sodass starke Hintergrundsignale vermieden werden.

Auf einer transparenten Elektrode aus Indiumzinnoxid (ITO) wird mithilfe der schichtweisen Selbstorganisation^[121]

eine Struktur mit fünf Au- und CdS-Nanopartikelmonoschichten aufgebaut, die jeweils durch dielektrische Schichten voneinander getrennt sind (Abbildung 16).^[122] Die dielektrische Trennschicht ist ein 5–6 nm dicker Film aus insgesamt

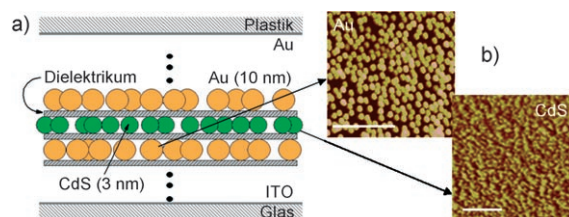


Abbildung 16. Mehrschichtstruktur eines elektro-optischen Systems. a) Tastsystem mit den Nanopartikelmonoschichten, die durch organische dielektrische Filme voneinander getrennt werden; diese bestehen jeweils aus vier Monoschichten aus PSS und PAH.^[122] b) Topographische Rasterkraftmikroskopie (AFM)-Bilder nach Ablagerung der ersten Au- und der ersten CdS-Schicht; Maßstab: 100 nm.

vier Monoschichten, die abwechselnd aus Poly(allylaminhydrochlorid) (PAH) und Poly(styrolsulfonat) (PSS) bestehen. In der Filmebene liegt die Dichte der Nanopartikel deutlich unterhalb der Perkulationsgrenze, sodass keine Leitfähigkeit besteht; in der Richtung senkrecht zur Filmebene ist der Film dagegen leitfähig, da Elektronen durch die dielektrische Trennschicht tunneln können. Wenn eine elektrische Spannung U angelegt wird, fließt ein Strom durch den Film, und die CdS-Nanopartikel elektrolumineszieren bei 580 nm. Wird die obere Au/Plastik-Elektrode belastet (Abbildung 17), werden die dielektrischen Trennschichten komprimiert und der Abstand zwischen den Nanopartikeln wird kleiner; dadurch erhöhen sich sowohl die lokale Stromdichte J als auch die Intensität der Elektrolumineszenz, I_{EL} . Wenn eine Oberfläche mit einem Prägemuster, z. B. das in Abbildung 17 gezeigte indische Fünfrupienstück, auf die obere Elektrode

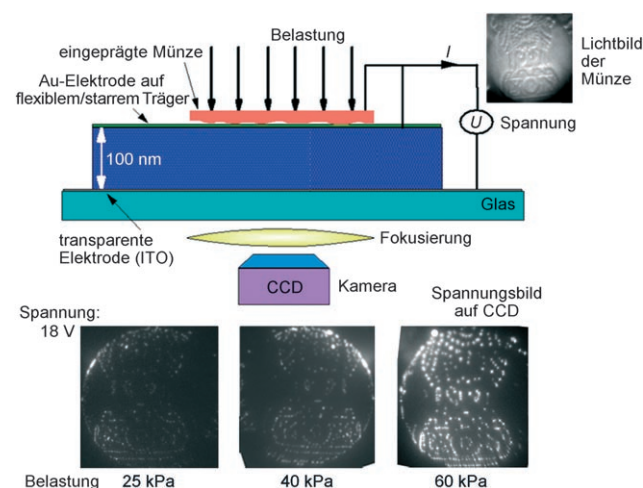


Abbildung 17. Wird eine Münze auf die Oberfläche des Tastsystems gedrückt, erzeugt ihr Prägemuster eine Spannungsverteilung, die als Elektrolumineszenzbild von der CCD-Kamera registriert wird. Die Intensität der Bilder nimmt mit dem Druck zu. Die Bilder wurden bei einer angelegten Spannung von 18 V aufgenommen.

gedrückt wird, kann die Verteilung der lokalen Spannung direkt mit einer Digitalkamera als „Spannungsbild“ registriert werden (Abbildung 17). Ein Test dieses Systems mit einer Gitterstruktur mit ca. 40 μm breiten Linien zeigt, dass die Auflösung besser als 20 μm ist.^[122]

Zur Bestimmung der charakteristischen Eigenschaften des Tastsystems wird eine glatte Quarzscheibe mit einem Durchmesser von 2.5 cm so auf das System gedrückt, dass sich eine über die Kontaktfläche konstante mittlere Belastung ergibt, die zu einer gleichmäßigen Intensität I_{EL} führt (Abbildung 18a).^[122] Der Quotient aus Strom und Kontaktfläche

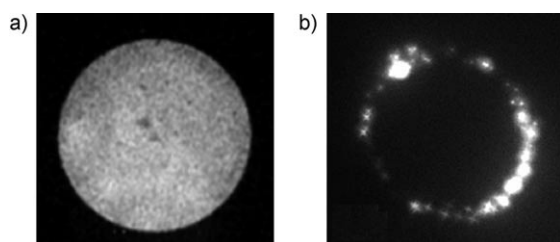


Abbildung 18. Lochstanzeffekt bei hohen elektrischen oder mechanischen Spannungen. a) Spannungsbild einer ebenen Quarzscheibe mit einem Durchmesser von 2.5 cm bei $U=18\text{ V}$ und 40 kPa Belastung.^[122] b) Das gleiche Spannungsbild bei 100 kPa; der Lochstanzeffekt erzeugt die hohe Elektrolumineszenz an den Kanten.^[122]

ergibt die Stromdichte J . Belastung (unter 100 kPa) und angelegte Spannung werden so eingestellt, dass an den Kanten keine erhöhte Stromstärke aufgrund des Lochstanzeffekts^[123] (Abbildung 18b) auftritt. Die J - U -Diagramme entsprechen der Erwartung, dass eine höhere Belastung einen geringeren Partikelabstand und dadurch einen Anstieg von J zur Folge hat (Abbildung 19). Bei einem gegebenem Wert von U besteht J aus einem ionischen Anteil J_{I} , der dem Ohmschen Gesetz gehorcht, und einem Tunnelstrom J_{T} , der durch die Fowler-Nordheim-Gleichung beschrieben wird. Der ionische Strom wird von den Ionen der Polyelektrolytverbindungen verursacht, die sich im angelegten Feld bewegen. Der Tunnelstrom zwischen benachbarten Nanopartikeln entsteht durch den Transport von Elektronen durch die Polymer-Trennschicht. Die Gesamtstromdichte ist dementsprechend durch Gleichung (7) gegeben.^[122] Der Widerstand R für den ionischen Anteil des Stroms ist umgekehrt proportional zur Ionenbeweglichkeit, $P(U) \approx U^2$ ist proportional zur Teilchendichte der freien Elektronen, a ist der (vertikale) Abstand zwischen den Nanopartikeln, und K ist das kritische Feld für die Aktivierung des elektronischen Tunneleffekts.

$$J = J_{\text{I}} + J_{\text{T}} = \frac{U}{R} + P(U) \exp\left(-\frac{aK}{U}\right) \quad (7)$$

Gleichung (7) liefert eine sehr gute Beschreibung der experimentellen J - U -Diagramme unseres Tastsystems (Abbildung 19a). Man erkennt unterschiedliche Verhaltensweisen in zwei Spannungsbereichen: a) Niedrige angelegte Spannung: bei niedrigen Spannungswerten ergibt sich ein lineares Verhalten, da der feldunterstützte Tunneleffekt keine

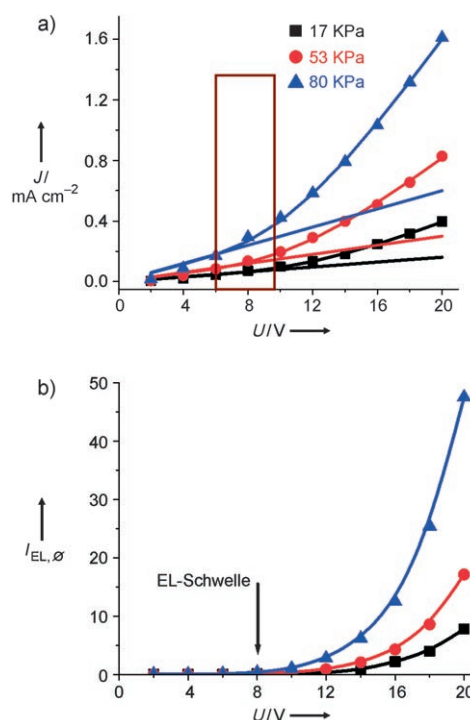


Abbildung 19. Elektro-optisches Verhalten und Elektronentransportmechanismus des Systems. Eine flache Quarzscheibe wird auf die flexible Au-Elektrode gedrückt. Die J - U - und I_{EL} - U -Kurven wurden bei konstanter Belastung gemessen. a) Die angepassten Kurven ergeben sich aus einem Modell, in dem der Ladungstransport durch den elektronischen Tunneleffekt (J_{T}) und durch Ionen (J_{I}) erfolgt [Gl. (7)]. Die geraden Linien entsprechen dem ionischen Anteil J_{I} . Kasten: Beginn des Elektronentunnels.^[122] b) Der Beginn des Anstiegs von I_{EL} erfolgt bei der gleichen Spannung, bei der J von einem linearen Verhalten abweicht, d. h. bei der der Anteil J_{T} signifikant wird.^[122]

Rolle spielt. Der Strom besteht im Wesentlichen aus dem ionischen Anteil J_{I} . Aus der Steigung der berechneten Linie in Abbildung 19a erhält man für jede J - U -Kurve, d. h. für jede Belastung, einen Wert von R [Gl. (7)]. b) Hohe angelegte Spannung: Mit zunehmenden Spannungswerten spielt der feldunterstützte Tunneleffekt eine immer größere Rolle, und die Beziehung zwischen J und U wird nichtlinear. Aus der Anpassung an die experimentellen Befunde bei verschiedenen Belastungen erhält man die Werte von aK und dem Vorfaktor P . Man beobachtet eine Schwelle für die Elektrolumineszenz (Abbildung 19b), die dem Einsetzen des elektronischen Tunneleffekts bei elektrischen Spannungen über 8 V entspricht (Abbildung 19b).

Abbildung 20a zeigt die aus der Anpassung in Abbildung 19 erhaltenen Werte von R in Abhängigkeit von der Belastung.^[122] Da bei einer konstanten Kontaktfläche (die durch die Quarzscheibe festgelegt ist) R proportional zur Filmdicke ist, lässt sich die Kompression des Films als $\varepsilon_{\text{F}}(L) = [R(L=0) - R(L)] / R(L=0)$ abschätzen, wobei L der Belastung entspricht. Sowohl R als auch ε_{F} sind lineare Funktionen der Belastung, und die Deformation des Films ist reversibel. Das lineare Verhalten wird bis zu Kompressionswerten von 80% beobachtet, der Deformationsbereich dieses Systems ist also hinreichend groß.

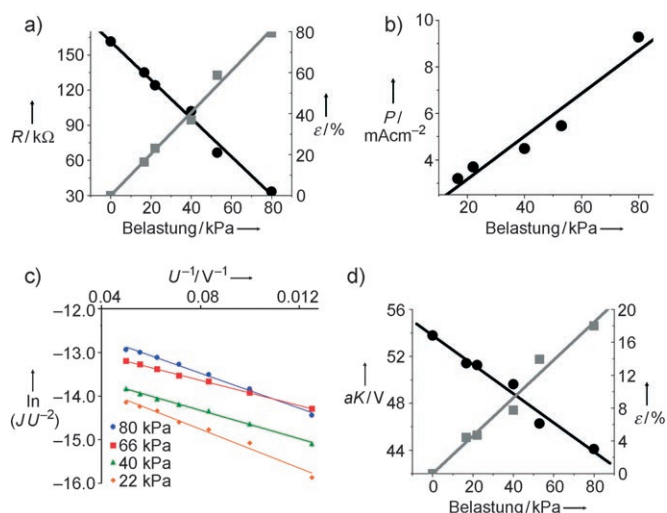


Abbildung 20. Elektrische Eigenschaften des Tastsystems, bestimmt aus der Anpassung der J - U -Daten mit Gleichung (7). a) R (●) sinkt linear mit der Belastung, die berechnete Kompression (■) zeigt ein elastisches Verhalten des Films.^[122] b) Die Zahl P der Tunnelkanäle steigt linear mit der Belastung. c) Bestätigung des feldunterstützten elektronischen Tunnelleffekts, da $P \approx U^2$. d) Die lokale Kompression (■) des dielektrischen Films zwischen den Nanopartikelschichten ist an der linearen Abnahme der Tunnelbarriere aK (●) mit der Belastung zu erkennen.^[122]

Der Vorfaktor P von J_T in Gleichung (7) ist proportional zur Zahl der Ladungsträger im leitfähigen Medium. Für eine leitfähige Scheibe bei einer konstanten Temperatur ist P eine Konstante. Im Kompositfilm nehmen nicht alle Partikel am Elektronentransport teil, weshalb P nur zur Zahl der beteiligten Partikel proportional ist. Man könnte P auch als die effektive Zahl der Perkolationskanäle auffassen, durch die sich die Elektronen zwischen den beiden Elektroden bewegen. Abbildung 20b zeigt wie erwartet, dass die Zahl der Perkolationskanäle bei Belastung zunimmt, da sich der Abstand zwischen den Teilchen verringert und mehr Kontaktstellen in der Richtung senkrecht zur Filmebene entstehen.^[122] Wenn man den linearen, ionischen Anteil von Gleichung (7) subtrahiert, erhält man $\ln(J_T/U^2) \approx 1/V$, was in Einklang mit dem Fowler-Nordheim-Modell des feldunterstützten Tunnelleffekts ist, nach dem $P \approx U^2$ gilt. Die Linearität der Auftragsungen in Abbildung 20c bestätigt, dass der Ladungstransport durch feldunterstützten Tunnelleffekt erfolgt.

Abbildung 20d zeigt das Verhalten des Tunnelbarrierenparameters aK in Abhängigkeit von der Belastung.^[122] Mit zunehmender Belastung werden der Abstand zwischen den Teilchen und damit auch die Tunnelbarriere kleiner, da die Potentialdifferenz zwischen den Teilchen nun über einen kleineren Abstand besteht und die elektrische Feldstärke in der dielektrischen Schicht damit größer ist. Ähnlich wie aus dem R -Wert lässt sich aus der Änderung des Teilchenabstands a eine „lokale Kompression“ der dielektrischen Schicht berechnen: $\varepsilon_L = [aK(L=0) - aK(L)]/aK(L=0)$. Diese lokale Kompression verhält sich ähnlich wie die des ganzen Films (Abbildung 20a) und ist eine lineare Funktion der Belastung. Die Kompressionswerte sind allerdings erheblich kleiner.

Abbildung 21 vergleicht die lokale (ε_L) Deformation, d. h. die Kompression der dielektrischen Trennschicht, und die gesamte mechanische Deformation (ε_F) des Films. Man kann drei charakteristische Merkmale erkennen: 1) Der Gesamt-

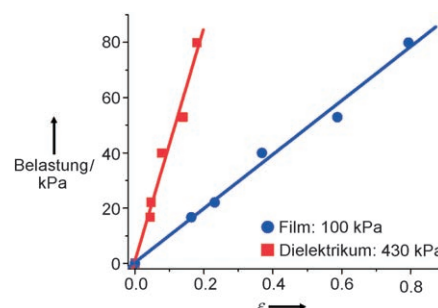


Abbildung 21. Mechanische Eigenschaften des Systems. Aus den elektrischen Eigenschaften erhält man die lokale Kompression ε_L (Kompression des Dielektrikums) und die Gesamtkompression ε_F (Kompression des gesamten Films).

modul des Films ist sehr niedrig. 2) Die mechanische Gesamtspannung ist sehr groß, über 10 % für die lokale Deformation (Dielektrikum) und 50 % für die Gesamtdeformation (Film). 3) Der lokale Modul ist deutlich größer als der Gesamtmodul des Films. Die Deformation ist nicht eingängig, da das Drücken eines dünneren Polymerfilms eine deutlich (exponentiell) größere Kraft erfordert als das eines dickeren Films.^[124] Die Beobachtungen lassen sich erklären, indem man den Film wegen der nicht gleichförmigen Abscheidung des Polymers auf die Nanopartikel, die Leerräume zwischen den Teilchen zurücklässt, als Nanoschaum betrachtet. Der niedrige Modul und die großen mechanischen Spannungen können auf die einfache Deformation der Leerräume zurückgeführt werden. Die nichtaffine Deformation wird mit der Eigenschaft von Schäumen erklärt, dass zwei Arten von Spannungen auftreten: die Deformation der Leerräume und Beugen/Strecken der Matrix.^[125] Darüber hinaus kann die Matrix ein Gel sein und damit starke mechanische Spannungen aufrechterhalten, da die Polyelektrolyte bei größerem Wassergehalt (konsistent mit hohem J_I) hygroskopisch sind. Wegen des niedrigen Modulwertes und der Reversibilität bei Kompressionen bis zu 80 % ist das System sehr empfindlich und hat eine Auflösung, die an jene eines menschlichen Fingers herankommt.

Anstelle der Messung der Elektrolumineszenz kann man die mechanische Spannungsverteilung auch ermitteln, indem man die Verteilung der lokalen Stromdichte mit einer Anordnung ähnlich einem Flüssigkristalldisplay misst (Abbildung 22). Bei einer angelegten Spannung von 25 V und einer Belastung von 10 kPa wird normalerweise eine Stromdichte J von mindestens 0.1 mAcm^{-2} erzeugt, die auch hinreichend konstant ist.^[122] Wenn wir konservativ schätzen, dass der kleinste messbare Stromwert bei 1 nA liegt, würde sich eine Überschneidungsfläche der Elektroden von $32 \mu\text{m}$ im Quadrat ergeben. Mit diesem elektrischen System, das keine optischen Komponenten enthält, lässt sich also eine Auflösung von $40 \mu\text{m}$, ähnlich der eines menschlichen Fingers, erreichen.

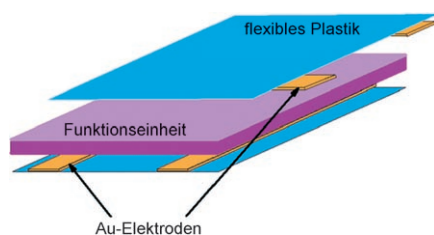


Abbildung 22. Elektronisches Tastsystem. Anstatt I_{EL} zu messen, kann die Verteilung der Stromdichte mithilfe der gezeigten Streifenelektroden bestimmt werden. Indem eine Spannung sequenziell an die oberen und unteren Elektroden angelegt wird, kann die Stromstärke an jeder Überschneidung der Elektroden ermittelt werden.^[122]

Wie wir in Abschnitt 2 beschrieben haben, verbessern die viskoelastischen Eigenschaften der menschlichen Haut den Tastsinn, da sie ein besseres Antwortverhalten bei Belastung und einen geringeren Energieverbrauch zur Folge haben. Wir betrachten nun das dynamische Antwortverhalten des in diesem Abschnitt vorgestellten Tastsystems, indem wir die Entwicklung von I_{EL} und J bei einer stufenartigen Änderung der mechanischen Spannung beobachten: Erste Ergebnisse zeigen eine viskoelastische Antwort von J und I_{EL} (Abbildung 23). Dieses Verhalten ähnelt der Antwort des in den Abbildungen 1 a und 3 c gezeigten viskoelastischen Elements als Reaktion auf eine Spannungsänderung (Abbildung 1 a). An den Kanten der Spannungsrechteckfunktion wird ein scharfer Anstieg von J und I_{EL} beobachtet, der in einem Zeitbereich von einigen Sekunden auf ein konstantes Niveau abfällt. Aus diesem viskoelastischen Verhalten könnte man Informationen über die Geschwindigkeit der Kompression erhalten; dieses Tastsystem würde daher die menschliche Haut besser als jeder andere bisher beschriebene Tastsensor nachbilden.

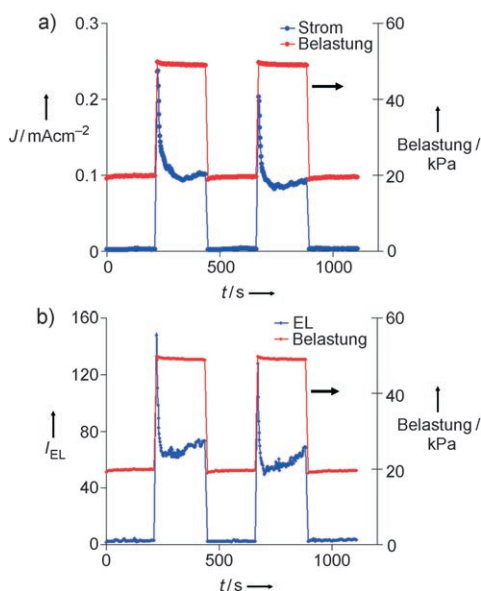


Abbildung 23. Wirkt eine Spannungsmodulation in Form einer Rechteckfunktion auf das System, zeigen a) J und b) I_{EL} eine Antwort, die charakteristisch für ein viskoelastisches Material ist: Einem scharfen Anstieg an den Kanten der Spannungsfunktion folgt ein exponentieller Abfall auf einen konstanten Wert.

5. Zusammenfassung und Ausblick

Die Entwicklung eines künstlichen Tastsinns, der vergleichbare Fähigkeiten wie ein menschlicher Finger aufweist, wird eine wesentliche Rolle bei der Entwicklung humanoider Roboter spielen und die minimal-invasive Chirurgie erheblich voranbringen. Zwar konnten in den letzten 30 Jahren sehr erfolgreiche und effiziente Tastsysteme hergestellt werden, diese haben jedoch zwei Unterschiede gegenüber dem natürlichen Vorbild, die es zu abzubauen gilt, bevor eine weitreichende Leistungsverbesserung sowie die Überwindung einiger grundlegender Hürden (z. B. bei der Herstellung von Systemen mit hoher Krümmung oder sehr großer Kontaktfläche) möglich sein werden.

1. Das Tastelement: Ein wesentlicher Unterschied (mit dem auch das vielleicht schwerwiegendste Problem von der Materialseite zusammenhängt) zwischen Neuronen und allen gegenwärtigen künstlichen Systemen besteht darin, dass das natürliche System eine digitale Funktionsweise hat, bei der die Frequenz der neuralen Pulse zur Intensität des auslösenden Reizes proportional ist, während die künstlichen Systeme analog arbeiten. Die Entwicklung eines neuartigen Materials, das ein intrinsisch digitales Antwortverhalten zeigt, würde die Empfindlichkeit und das Signal/Rausch-Verhältnis erheblich verbessern. Darüber hinaus würde ein Tastsystem, das ähnlich wie das natürliche Vorbild mehrere Sensorvarianten hat, die sich in ihrer Geschwindigkeit, Empfindlichkeit und Auflösung unterscheiden (Tabelle 1), qualitativ viel bessere Tastinformationen liefern. Wenn man z. B. in den Tastsystemen nicht nur Sensoren einer einheitlichen Bauart, sondern eine Kombination aus Nah- und Fernfeldsensoren mit einem langsamen und einem schnellen Antwortverhalten einsetzen würde, könnte man einige Probleme bei der dynamischen Wahrnehmung oder der Unterscheidung von Texturen lösen.

2. Viskoelastizität und dynamische Wahrnehmung: Die Integration von viskoelastischen Materialeigenschaften in ein Tastsystem könnte – ähnlich wie in der Dermis –, die zurzeit nur geringe Fähigkeit verbessern, während einer Berührung Bewegung zu „fühlen“; wir könnten auch die Bewegung des Sensors relativ zur Oberfläche dazu nutzen, die Qualität der (Textur-)Wahrnehmung zu verbessern. Eine viskoelastische Matrix, die ein Signal an einen eingebetteten Sensor weitergibt, ist zwar ein passives Element, kann aber dennoch eine dynamische Antwort auf physikalische Merkmale ermöglichen (Abbildung 3); z. B. lassen sich Texturgrenzen mithilfe von Spannungsrelaxationseffekten erheblich besser erkennen. Für eine direkte Nachbildung dieses Konzepts müsste man Systeme entwickeln, bei denen die Tastreize durch ein viskoelastisches Medium an den Sensor weitergegeben werden. Ein anderer Ansatz könnte darin bestehen, das aktive Element selbst mit viskoelastischen Eigenschaften auszustatten (Abbildung 23).

Die aktuellen Entwicklungen in der Materialchemie sowie bei Nanostrukturen, Nanosystemen und Einzelmolekülsystemen sind äußerst vielversprechend und sollten dabei helfen, die gegenwärtigen Techniken weiter zu verbessern. Einige mögliche Entwicklungen haben wir in den Abschnitten 3.1.3 und 3.2.3 diskutiert. Tastsysteme mit druckempfindlichen Elastomeren lassen sich deutlich verbessern, wenn

man die herkömmlichen Ruß-Füllpartikel durch CNTs ersetzt. Dadurch werden die Empfindlichkeit, die Auflösung und der dynamische Bereich des Systems erhöht, denn das Perkulationsverhalten des Kompositfilms wird durch das sehr große Länge/Durchmesser-Verhältnis der CNTs erheblich verändert (Abbildung 11). Aufgrund ihrer elektronischen Eigenschaften können CNTs und Halbleiter-Nanodrähte als eigenständige Transistoren eingesetzt werden, bei denen der Strom durch kleine Spannungsänderungen über die Länge des Drahtes oder Röhrchens gesteuert werden kann. Dies ermöglicht die Herstellung von Tastsystemen mit integrierten selbstorganisierten piezoelektrischen Filmen (Abbildung 12a), die eine hohe Auflösung und einen niedrigen Energieverbrauch aufweisen. Druckempfindliche Nanomaterialien, z.B. piezoresistive CNTs oder piezoelektrisches ZnO, können zur Herstellung von Nanosystemen und molekularen Systemen eingesetzt werden (Abbildung 14). Mithilfe molekularer Systeme, die auf durch Verformungen ausgelöste Änderungen der Leitfähigkeit von Einzelmolekülen beruhen, können Fortschritte bei der Herstellung selbstorganisierter Tastsysteme erzielt werden (Abbildung 15). Anders als die derzeitigen Mikrosysteme bieten einige Systeme auf Nanomaterialbasis den Vorteil einer relativ kostengünstigen Herstellung unter normalen Bedingungen sowie die Möglichkeit, großflächige Systeme direkt auf gekrümmten Oberflächen herzustellen. Anhand des Nanosystems aus Abschnitt 4, das eine um zwei Größenordnungen höhere Auflösung hat als alle anderen bekannten Systeme, haben wir diese Vorteile demonstriert. Dieses Tastsystem wurde unter normalen Bedingungen mit nasschemischen Verfahren hergestellt.

R.F.S. dankt der National Science Foundation (Grant CMMI-0740044) und dem US Army-Robert Morris Acquisition Center (Grant W911NF-04-2-001) für die großzügige finanzielle Unterstützung. Wir danken Trisia Fenster für die Anfertigung des Vortitelbilds.

Eingegangen am 12. August 2007,
veränderte Fassung am 4. Februar 2008

Übersetzt von Dr. Christian Bahr, Schildow

- [1] J. W. Morley, A. W. Goodwin, I. Darian-Smith, *Exp. Brain Res.* **1983**, 49, 291–299.
- [2] S. A. Mascaro, H. H. Asada, *IEEE Trans. Rob. Autom.* **2001**, 17, 698–708.
- [3] T. Someya, T. Sekitani, S. Iba, Y. Kato, H. Kawaguchi, T. Sakurai, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **2004**, 101, 9966–9970.
- [4] P. N. Brett, R. S. Stone, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H* **1997**, 211, 309–316.
- [5] S. Matsumoto, R. Ooshima, K. Kobayashi, N. Kawabe, T. Shiraishi, Y. Mizuno, H. Suzuki, S. Umemoto, *Surg. Endosc.* **1997**, 11, 939–941.
- [6] P. K. Plinkert, I. Baumann, E. Flemming, *Laryngorhinootologie* **1997**, 76, 543–549.
- [7] N. Sakai, M. Tatsuta, H. Yano, H. Iishi, S. Ishiguro, *Gastrointest. Endosc.* **2000**, 51, 69–73.
- [8] O. Tohyama, S. Maeda, H. Itoh, *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* **1999**, 5, 115–118.
- [9] A. Zangaladze, C. M. Epstein, S. T. Grafton, K. Sathian, *Nature* **1999**, 401, 587–590.
- [10] G. Robles-De-La-Torre, V. Hayward, *Nature* **2001**, 412, 445–448.
- [11] Y. Murayama, C. E. Constantinou, S. Omata, *Sens. Actuators A* **2005**, 120, 543–549.
- [12] X. C. Jin, O. Oralkan, F. L. Degertekin, B. T. Khuri-Yakub, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **2001**, 48, 750–760.
- [13] B. Gates, *Sci. Am.* **2007**, 296, 44–51.
- [14] R. Crowder, *Science* **2006**, 312, 1478–1479.
- [15] P. Dario, E. Guglielmelli, C. Laschi, *J. Robot. Syst.* **2001**, 18, 673–690.
- [16] Y. B. Jia, *IEEE Trans. Rob. Autom.* **2005**, 21, 726–733.
- [17] A. M. Okamura, M. R. Cutkosky, *Int. J. Robot. Res.* **2001**, 20, 925–938.
- [18] Y. Okumura, T. Tawara, T. Furuta, K. Endo, M. Shimizu, M. Shimomura, H. Kitano, *Adv. Robot.* **2004**, 18, 699–710.
- [19] M. Shikida, T. Shimitzu, K. Sato, K. Itoigawa, *Sens. Actuators A* **2003**, 103, 213–218.
- [20] A. Bicchi, V. Kumar, *IEEE Int. Conf. Robot. Autom.* **2000**, 348–353.
- [21] M. J. Mack, *JAMA J. Am. Med. Assoc.* **2001**, 285, 568–572.
- [22] M. H. Lee, *Int. J. Robot. Res.* **2000**, 19, 636–643.
- [23] E. D. Adrian, *The Basis of Sensation*, Norton, New York, **1928**.
- [24] S. J. Bolanowski, Jr., G. A. Gescheider, R. T. Verrillo, C. M. Checkosky, *J. Acoust. Soc. Am.* **1988**, 84, 1680–1694.
- [25] P. G. Gillespie, R. G. Walker, *Nature* **2001**, 413, 194–202.
- [26] J. D. Liu, B. Schrank, R. H. Waterston, *Science* **1996**, 273, 361–364.
- [27] K. A. Holbrook, L. T. Smith, *Morphology of Connective Tissue: Structure of Skin and Tendon*, Wiley-Liss, New York, **1993**.
- [28] F. H. Silver, L. M. Siperko, G. P. Seehra, *Skin Res. Technol.* **2003**, 9, 3–23.
- [29] J. C. Barbenel, J. H. Evans, *J. Invest. Dermatol.* **1977**, 69, 318–320.
- [30] J. M. Pereira, J. M. Mansour, B. R. Davis, *J. Biomech. Eng.* **1991**, 24, 157–162.
- [31] F. H. Silver, J. W. Freeman, D. DeVore, *Skin Res. Technol.* **2001**, 7, 18–23.
- [32] D. R. Veronda, R. A. Westmann, *J. Biomech. Eng.* **1970**, 3, 111–124.
- [33] J. D. Ferry, *Viscoelastic Properties of Polymers*, 3. Aufl., Wiley, New York, **1980**.
- [34] M. D. Ridge, V. Wright, *J. Appl. Physiol.* **1966**, 21, 1602–1606.
- [35] F. H. Silver, G. P. Seehra, J. W. Freeman, D. DeVore, *J. Appl. Polym. Sci.* **2002**, 86, 1978–1985.
- [36] P. L. Kronick, *Connect. Tissue Res.* **1988**, 18, 95–106.
- [37] G. P. Seehra, F. H. Silver, *Skin Res. Technol.* **2006**, 12, 190–198.
- [38] H. Oxlund, J. Manschot, A. Viidik, *J. Biomech. Eng.* **1988**, 21, 213–218.
- [39] F. H. Silver, D. L. Christiansen, P. B. Snowhill, Y. Chen, *J. Appl. Polym. Sci.* **2001**, 79, 134–142.
- [40] F. H. Silver, A. Ebrahimi, P. B. Snowhill, *Connect. Tissue Res.* **2002**, 43, 569–580.
- [41] F. H. Silver, I. Horvarth, D. J. Foran, *J. Theor. Biol.* **2002**, 216, 243–254.
- [42] C. H. Daly, G. F. Odland, *J. Invest. Dermatol.* **1979**, 73, 84–87.
- [43] W. K. Purves, D. Sadava, G. H. Orians, C. H. Heller, *Life: The Science of Biology*, 7. Aufl., Sinauer and Freeman, New York, **2003**.
- [44] D. F. Collins, B. Knight, A. Prochazka, *J. Neurophysiol.* **1999**, 81, 2215–2225.
- [45] B. B. Edin, G. K. Essick, M. Trulsson, K. A. Olsson, *J. Neurosci.* **1995**, 15, 830–847.
- [46] B. B. Edin, *J. Neurophysiol.* **2004**, 92, 3233–3243.
- [47] E. Gamzu, E. Ahissar, *J. Neurosci.* **2001**, 21, 7416–7427.
- [48] A. Ochoa, E. Torebjork, *J. Physiol.* **1983**, 342, 633–654.

- [49] A. B. Vallbo, K. E. Hagbarth, H. E. Torebjork, B. G. Wallin, *Physiol. Rev.* **1979**, *59*, 919–957.
- [50] R. S. Johansson, *J. Physiol.* **1978**, *281*, 101–125.
- [51] R. S. Johansson, A. B. Vallbo, *J. Physiol.* **1979**, *286*, 283–300.
- [52] I. Birznieks, P. Jenmalm, A. W. Goodwin, R. S. Johansson, *J. Neurosci.* **2001**, *21*, 8222–8237.
- [53] T. Maeno, K. Kobayashi, N. Yamazaki, *JSME Int. J. Ser. C* **1998**, *41*, 94–100.
- [54] M. A. Srinivasan, J. M. Whitehouse, R. H. Lamotte, *J. Neurophysiol.* **1990**, *63*, 1323–1332.
- [55] R. S. Johansson, I. Birznieks, *Nat. Neurosci.* **2004**, *7*, 170–177.
- [56] D. J. Griffiths, *Introduction to Electrodynamics*, 3. Aufl., Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, **2006**.
- [57] W. P. Eaton, J. H. Smith, *Smart Mater. Struct.* **1997**, *6*, 530–539.
- [58] C. M. Ho, Y. C. Tai, *Annu. Rev. Fluid Mech.* **1998**, *30*, 579–612.
- [59] J. W. Judy, *Smart Mater. Struct.* **2001**, *10*, 1115–1134.
- [60] D. L. Polla, L. F. Francis, *Annu. Rev. Mater. Sci.* **1998**, *28*, 563–597.
- [61] R. E. Oosterbroek, T. S. J. Lammerink, J. W. Berenschot, G. J. M. Krijnen, M. C. Elwenspoek, A. van den Berg, *Sens. Actuators A* **1999**, *77*, 167–177.
- [62] J. N. Palasagaram, R. Ramadoss, *IEEE Sens. J.* **2006**, *6*, 1374–1375.
- [63] K. Arshak, E. Jafer, A. Fox, *Compos. Sci. Technol.* **2005**, *65*, 757–764.
- [64] M. Leineweber, G. Pelz, M. Schmidt, H. Kappert, G. Zimmer, *Sens. Actuators A* **2000**, *84*, 236–245.
- [65] N. Sato, S. Shigematsu, H. Morimura, M. Yano, K. Kudou, T. Kamei, K. Machida, *IEEE Trans. Electron Devices* **2005**, *52*, 1026–1032.
- [66] P. A. Schmidt, E. Mael, R. P. Wuertz, *Rob. Auton. Syst.* **2006**, *54*, 1005–1014.
- [67] Y. M. Shkel, N. J. Ferrier, *IEEE-ASME Trans. Mechatron.* **2003**, *8*, 318–325.
- [68] J. K. W. Sandler, J. E. Kirk, I. A. Kinloch, M. S. P. Shaffer, A. H. Windle, *Polymer* **2003**, *44*, 5893–5899.
- [69] R. Zallen, H. Scher, *Phys. Rev. B* **1971**, *4*, 4471–4479.
- [70] Y. Cao, P. Smith, A. J. Heeger, *Synth. Met.* **1992**, *48*, 91–97.
- [71] C. A. Martin, J. K. W. Sandler, M. S. P. Shaffer, M. K. Schwarz, W. Bauhofer, K. Schulte, A. H. Windle, *Compos. Sci. Technol.* **2004**, *64*, 2309–2316.
- [72] K. Weib, H. Worn, *IEEE Int. Conf. Mechatron. Autom.* **2005**, *1*, 471–473.
- [73] Z. Del Prete, L. Monteleone, R. Steindler, *Rev. Sci. Instrum.* **2001**, *72*, 1548–1553.
- [74] S. Kieppatrick, *Rev. Mod. Phys.* **1973**, *45*, 574–578.
- [75] J. H. Rouse, *Langmuir* **2005**, *21*, 1055–1061.
- [76] O. Regev, P. N. B. Elkati, J. Loos, C. E. Koning, *Adv. Mater.* **2004**, *16*, 248–251.
- [77] K. G. Sharp, *J. Mater. Chem.* **2005**, *15*, 3812–3820.
- [78] R. Martel, T. Schmidt, H. R. Shea, T. Hertel, P. Avouris, *Appl. Phys. Lett.* **1998**, *73*, 2447–2449.
- [79] H. W. C. Postma, T. Teepen, Z. Yao, M. Grifoni, C. Dekker, *Science* **2001**, *293*, 76–79.
- [80] K. Bradley, A. Davis, J. C. P. Gabriel, G. Gruner, *Nano Lett.* **2005**, *5*, 841–845.
- [81] G. F. Zheng, F. Patolsky, Y. Cui, W. U. Wang, C. M. Lieber, *Nat. Biotechnol.* **2005**, *23*, 1294–1301.
- [82] W. U. Wang, C. Chen, K. H. Lin, Y. Fang, C. M. Lieber, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **2005**, *102*, 3208–3212.
- [83] E. S. Snow, J. P. Novak, P. M. Campbell, D. Park, *Appl. Phys. Lett.* **2003**, *82*, 2145–2147.
- [84] A. J. Lovinger, *Science* **1983**, *220*, 1115–1121.
- [85] A. V. Bune, V. M. Fridkin, S. Ducharme, L. M. Blinov, S. P. Palto, A. V. Sorokin, S. G. Yudin, A. Zlatkin, *Nature* **1998**, *391*, 874–877.
- [86] T. Jaworek, D. Neher, G. Wegner, R. H. Wieringa, A. J. Schouten, *Science* **1998**, *279*, 57–60.
- [87] W. Lehmann, H. Skupin, C. Tolksdorf, E. Gebhard, R. Zentel, P. Kruger, M. Losche, F. Kremer, *Nature* **2001**, *410*, 447–450.
- [88] M. Born, K. Huang, *Dynamical Theory of Crystal Lattices*, Oxford University Press, Oxford, **1954**.
- [89] W. F. Cady, *Piezoelectricity*, McGraw-Hill, New York, **1946**.
- [90] J. F. Nye, *Physical Properties of Crystals*, Oxford University Press, Oxford, **1957**.
- [91] C. Kittel, *Introduction to Solid State Physics*, 7. Aufl., Wiley, New York, **1995**.
- [92] G. M. Krishna, K. Rajanna, *IEEE Sens. J.* **2004**, *4*, 691–697.
- [93] D. L. Polla, W. T. Chang, R. S. Muller, R. M. White, *IEEE Inter. Electron Dev.* **1985**, 133–136.
- [94] J. Dargahi, M. Parameswaran, S. Payandeh, *J. Microelectromech. Syst.* **2000**, *9*, 329–335.
- [95] E. S. Kolesar, C. S. Dyson, *J. Microelectromech. Syst.* **1995**, *4*, 87–96.
- [96] W. T. Liu, A. Menciassi, S. Scapellato, P. Dario, Y. Q. Chen, *Rob. Auton. Syst.* **2006**, *54*, 513–528.
- [97] J. Sirohi, I. Chopra, *J. Intell. Mater. Syst. Struct.* **2000**, *11*, 246–257.
- [98] Q. M. Zhang, V. Bharti, X. Zhao, *Science* **1998**, *280*, 2101–2104.
- [99] C. S. Smith, *Phys. Rev.* **1954**, *94*, 42–99.
- [100] W. P. Mason, R. N. Thurston, *J. Acoust. Soc. Am.* **1957**, *29*, 1096–1101.
- [101] Y. Hasegawa, M. Shikida, T. Shimizu, T. Miyaji, H. Sasaki, K. Sato, K. Itoigawa, *Sens. Actuators A* **2004**, *114*, 141–146.
- [102] Y. Hasegawa, M. Shikida, H. Sasaki, K. Itoigawa, K. Sato, *J. Microchem. Microeng.* **2006**, *16*, 1625–1632.
- [103] T. V. Papakostas, J. Lima, M. Lowe, *Proc. IEEE Sens.* **2002**, *2*, 1620–1624.
- [104] J. Engel, J. Chen, C. Liu, *Appl. Phys. Lett.* **2006**, *89*, 221907-3.
- [105] H. Takao, K. Sawada, M. Ishida, *IEEE Trans. Electron Devices* **2006**, *53*, 1250–1259.
- [106] P. S. Wellman, E. P. Dalton, D. Krag, K. A. Kern, R. D. Howe, *Arch. Surg.* **2001**, *136*, 204–208.
- [107] H. Maune, M. Bockrath, *Appl. Phys. Lett.* **2006**, *89*, 173131-3.
- [108] A. Y. Cao, P. L. Dickrell, W. G. Sawyer, M. N. Ghasemi-Nejhad, P. M. Ajayan, *Science* **2005**, *310*, 1307–1310.
- [109] V. L. Pushparaj, L. J. Ci, S. Sreekala, A. Kumar, S. Kesapragada, D. Gall, O. Nalamasu, A. M. Pulickel, J. Suhr, *Appl. Phys. Lett.* **2007**, *91*, 153116-3.
- [110] X. D. Wang, C. J. Summers, Z. L. Wang, *Nano Lett.* **2004**, *4*, 423–426.
- [111] J. H. Song, X. D. Wang, E. Riedo, Z. L. Wang, *Nano Lett.* **2005**, *5*, 1954–1958.
- [112] M. H. Zhao, Z. L. Wang, S. X. Mao, *Nano Lett.* **2004**, *4*, 587–590.
- [113] X. D. Wang, J. H. Song, J. Liu, Z. L. Wang, *Science* **2007**, *316*, 102–105.
- [114] N. J. Tao, *Nat. Nanotechnol.* **2006**, *1*, 173–181.
- [115] I. W. P. Chen, M. D. Fu, W. H. Tseng, C. H. Chen, C. M. Chou, T. Y. Luh, *Chem. Commun.* **2007**, 3074–3076.
- [116] X. Y. Xiao, B. Q. Xu, N. J. Tao, *Angew. Chem.* **2004**, *116*, 6274–6278; *Angew. Chem. Int. Ed.* **2004**, *43*, 6148–6152.
- [117] H. B. Akkerman, P. W. M. Blom, D. M. de Leeuw, B. de Boer, *Nature* **2006**, *441*, 69–72.
- [118] J. S. Heo, J. H. Chung, J. J. Lee, *Sens. Actuators A* **2006**, *126*, 312–327.
- [119] Y. Kang, J. J. Walsh, T. Gorishnyy, E. L. Thomas, *Nat. Mater.* **2007**, *6*, 957–960.
- [120] R. R. He, P. D. Yang, *Nat. Nanotechnol.* **2006**, *1*, 42–46.
- [121] G. Decher, *Science* **1997**, *277*, 1232–1237.
- [122] V. Maheshwari, R. F. Saraf, *Science* **2006**, *312*, 1501–1504.
- [123] K. L. Johnson, *Contact Mechanics*, Cambridge University Press, Cambridge, **1985**.
- [124] R. F. Saraf, R. S. Porter, *J. Rheol.* **1987**, *31*, 59–94.
- [125] L. J. Gibson, M. F. Ashby, *Proc. R. Soc. Lond. A* **1982**, *382*, 43–59.