

Einsatz von Textilsensoren zur Erfassung von menschlichen Gelenkbewegungen

Aydin ÜNLÜ, Hans Christian SCHROTH, Nils Darwin ABELE, Karsten KLUTH

*Fachgebiet Arbeitswissenschaft/Ergonomie, Universität Siegen
Paul-Bonatz-Straße 9-11, D-57068 Siegen.*

Kurzfassung: Arthrose an den Gelenken gehört zu den typischen Volkskrankheiten, welche überwiegend bei älteren Menschen diagnostiziert werden. In Deutschland leiden rund die Hälfte der Frauen (48,1%) und ca. ein Drittel der Männer (31,2%) ab 65 Jahren an dieser Symptomatik. Um die menschlichen Gelenkbewegungen auch im Alltag zu erfassen und u.a. gegen die „Volkskrankheit“ Arthrose vorzubeugen, können in Bekleidung integrierte Textilsensoren eingesetzt werden. Diese Arbeit befasst sich mit den bisherigen Forschungsarbeiten und Entwicklungen bezogen auf die Anwendung von Textilsensoren zur Erfassung von menschlichen Gelenkbewegungen. Im Rahmen dieser Ausarbeitung wird am Beispiel des Ellenbogens ein Funktionsmuster präsentiert und die bisherigen Messergebnisse kritisch betrachtet.

Schlüsselwörter: Dehnungssensor, Textilsensor, Ellenbogen, Gelenkwinkel, Dehnungsgrenze, Konduktivität

1. Textilsensoren

Textilsensoren werden meist aus elektrisch leitfähigen Fasern (Stahlfasern) und Fäden bzw. Filamente (Stahldrähte) hergestellt. Aus dieser elektrischen Leitfähigkeit (Konduktivität) können Dehnungen bzw. Körpergelenkbewegungen aufgrund von Widerstandsänderungen gemessen werden. Eine elektrische Leitfähigkeit ist auch durch eine Beschichtung von nichtleitenden Stoffen mit Metall-Partikeln (Gold, Silber oder Kupfer) oder auch mit Zumischung von Kohlenstoff möglich (Si 2022, Perner-Wilson 2020). Mit Sensoren ausgestattete Textilien oder Bekleidungsstücke werden als „eTextilien“ oder „Smart Clothes“ bezeichnet (Breckenfelder 2013). Hierzu gehören auch Bekleidungen, welche z.B. mit Beschleunigungssensoren zur Sturzdetektion (Keck 2006) oder zur Bewegungserkennung (Ünlü 2018) eingesetzt werden können.

Eine bestimmte Konduktivität kann mit dem Mischungsverhältnis von leitenden und nichtleitenden Fasern sowie mit unterschiedlichen Werkstoffen generiert werden. Diese konduktiven Textilien sind vergleichbar mit kapazitiven aber auch resistiven Dehnungssensoren. Eine Besonderheit der elektrischen Textilien sind Dehnungen bis zu 180% im Vergleich zu Dehnungsmesstreifen (DMS).

Wird eine resistive oder eine kapazitive Textil-Struktur gedehnt, so ändert sich der elektrische Widerstand aufgrund der Längen- und Querschnittsänderung bzw. durch die Kapazität aufgrund der Elektrodenabstandsänderung. Damit können Änderungen von Ausgangsspannung oder elektrischen Strömen gemessen werden. In Abbildung 1 werden die Unterschiede zwischen einer resistiven und einer kapazitiven Struktur veranschaulicht.

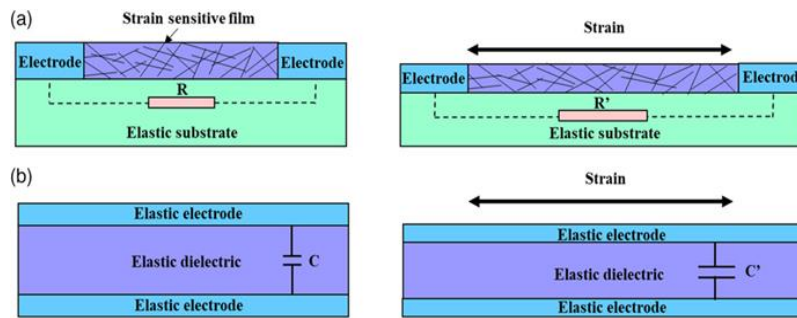


Abbildung 1: Unterschied zwischen einer resistiven (a) und einer kapazitiven (b) Struktur (Si 2022).

2. Stand der Forschung

Eine Reihe von wissenschaftlichen Arbeiten geben ein Überblick über die Herstellung (Oberflächen-/ Dehnungsmodifikation), Reinigung, Verarbeitung sowie Anwendung von Textilsensoren wieder (Chander 2020, Islam 2020, Seyedin 2019). Die Verwendung von leitfähigen Textilien für medizinische Anwendungen wurde bereits 1999 als sog. „Smart Shirt“ veröffentlicht. Hierzu wurde mit einem Kleidungsstück für den Oberkörper EKG-Aufnahmen auf Basis von Dehnungsmessungen durchgeführt (Gopalsamy 1999). Aufbauend auf diese Erkenntnisse, entstanden weitere Arbeiten z.B. zur Atemüberwachung in Echtzeit durch Messung der Brustwandverschiebung bzw. des Lungenvolumens (Pegan 2016).

Eine Messung der Finger- und Handbewegung mit Textilsensoren demonstriert Zhang (2016) mit karbonisierten Baumwollfasern (siehe Abbildung 2). In den Diagrammen ist eine Stromänderungsmessung bezogen auf die Sensordehnung an den Gelenken veranschaulicht. Weitere Arbeiten konzentrieren sich auf die Entwicklung von gestenbasierte Erkennungsalgorithmen. In der Arbeit von Vu (2018) wird eine menschliche Bewegungserkennung durch Textilsensoren basierend auf maschinellen Lernalgorithmen vorgestellt. Dazu wird ein Textilsensor durch einwandigen Kohlenstoff-Nanoröhren und Spandex-Gewebe hergestellt. Zur Fingerbewegungserfassung stellt Chossaty (2015) eine tragbare, künstliche Sensorhaut aus einem hyperelastischen Elastomer und leitfähigen Fäden sowie leitfähiger Flüssigkeit vor.

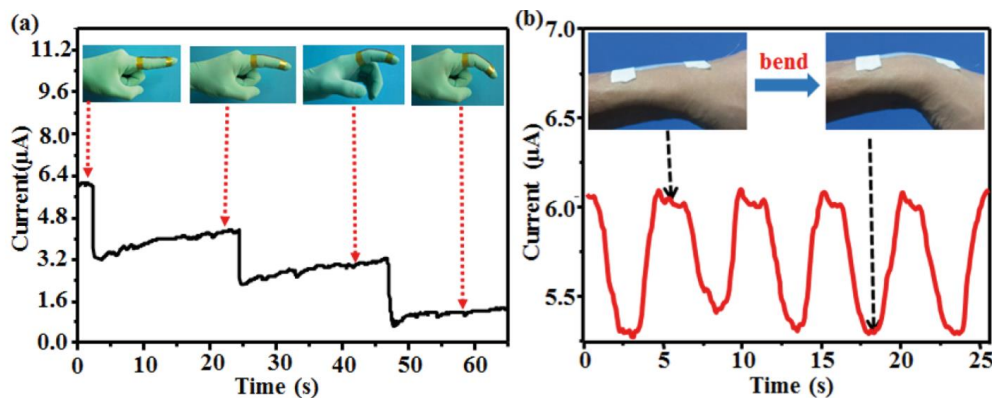


Abbildung 2: Anwendung von elektrifizierten Textilien während der Verformung (Zhang 2016).

3. Funktionsuntersuchung

Zur Funktionsuntersuchung wurde ein Textilsensor von Holland Shielding Systems zur Erfassung von Unterarmbewegungen am Ellenbogengelenk angewendet. Der Hersteller gibt an, dass dieser Sensor zur Messung von Gliederbewegung angewendet werden kann. Der Textilsensor hat eine Ausgangslänge von 200 mm und lässt sich bis zu 30% (bis 260 mm) dehnen, ohne sich dauerhaft zu verformen. An beide Seiten des Streifens befinden sich Kupferklemmen zur Befestigung und Bestromung des Sensors. Im Datenblatt ist eine exponentielle Abklingfunktion der Widerstandsmessung von 16 M Ω bis 8,6 M Ω (Dehnung: 1% bis 18%) wiedergegeben (HSS 2021).

Zur Funktionsmusterentwicklung wurden die Klemmen des Textilsensors auf eine Ellenbogen-Bandage vernäht und an einen Arduino-Mikrocontroller angeschlossen. In Abbildung 3 werden Widerstandsmessungen dargestellt, welche z.B. gemäß der Gelenkgrenzen der Ergonomie durch ein Ampel-Schema bewertet wurden.

Die Untersuchung konnte Limitationen und Ungenauigkeiten des Textilsensors identifizieren. Als Limitation wurde erkannt, dass beim Ellenbogengelenk hohe Dehnungen erforderlich sind als im Vergleich zum Handgelenk, welche die Strapazierbarkeit der Textilsensoren überschreiten. Zudem ist für reproduzierbare Bewegungsmessungen eine identische Sensoranbringung am Gelenk erforderlich. Damit vergleichbare Ergebnisse entstehen und eine Ergonomie-Bewertung möglich wird, sollten die Sensoren auch bei verschiedenen Anthropometrien auf Referenzstellen positioniert werden, wie z.B. auf den Ellenbogenknöchel. Ferner sind unterschiedliche Gewebearten in Bezug auf undefinierte Verformung (Falten, Knicken) sowie auf die Verarbeitung (z.B. nähen, kleben) und Bestromung der Textilstruktur (z.B. Metallklipse) zu vermessen. Von Bedeutung ist dabei auch die Feuchtigkeit (Schweiß) auf die Widerstandsänderung. Zudem ist der mechanische Einfluss der Klebeschicht zwischen dem Textilsensor und möglicherweise einer Bandage zu untersuchen. Idealisiert betrachtet sollte ein Textilsensor den Hauteigenschaften entsprechen. Hierzu zeigt die aktuelle Forschung, dass immer mehr innovative Material- oder Strukturdesigns entstehen, welche bei höheren Dehnungen schnellere Messreaktionen zulassen (Baldwin 2017). Zu bedenken ist, dass an der Haut neben Dehnungen auch Überlappungen auftreten. Für diese Überlappung können Untersuchungen ähnliche Muster aufzeigen, welche auch mit Erkennungsalgorithmen einer Bewegung zugeordnet werden können. Letztlich ist der Tragekomfort zu evaluieren und dabei speziell die Schnittstellen zur Elektronik (Kabel /Klemme auf Sender/Empfänger) anzupassen.

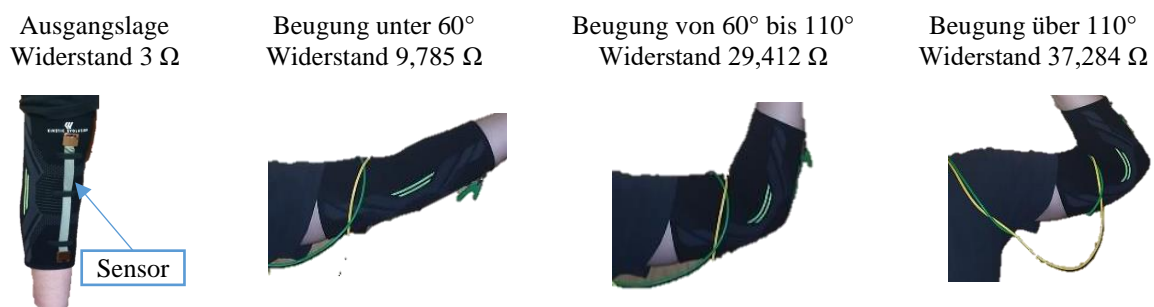


Abbildung 3: Anwendung des Funktionsmusters und Ausgabe der Winkelbewertung mit Arduino.

4. Literatur

- Breckenfelder C, (2012) Mobile Schutzassistent: Grundlagen, Entwurfsmethodik, Gestaltanforderungen. Springer-Verlag.
- Baldwin A, Meng E, (2017) A kirigami-based Parylene C stretch sensor. In 2017 IEEE 30th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) (pp. 227-230). IEEE.
- Chossat JB, Tao Y, Duchaine V, & Park YL (2015) Tragbare weiche künstliche Haut zur Erkennung von Handbewegungen mit eingebetteter mikrofluidischer Dehnungsmessung. 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) 2568-2573.
- Chander H, Burch RF, Talegaonkar P, Saucier D, Luczak T, Bal JE, Prabhu RK (2020) Wearable stretch sensors for human movement monitoring and fall detection in ergonomics. *International journal of environmental research and public health*, 17(10), 3554.
- Gopalsamy C, Park S, Rajamanickam R, Jayaraman S (1999) The Wearable Motherboard™: The first generation of adaptive and responsive textile structures (ARTS) for medical applications. *Virtual Reality*, 4, 152-168.
- HSS, Holland Shielding Systems B.V. (2021), Datenblatt zum Strecksensor 4940. letzter Zugriff: 26.01.23. <https://hollandshielding.de/content/pdf/514/de/Streck-Sensor.pdf>.
- Keck W, Stubert M, Lindemann U, Becker C (2006) Sturzalarm-Automatische Alarmierung nach Stürzen. In Ambient Assisted Living Kongress (AAL Kongress).
- Islam GMN, Ali A, Collie S (2020) Textile sensors for wearable applications: a comprehensive review. *Cellulose* 27, 6103–6131.
- Perner-Wilson H, Posch I (2020) Elektronische Textilien als Material und Werkzeug. In: BÖKWE – Fachblatt des Bundesverbandes Österreichischer Kunst- und WerkerzieherInnen Accessed Jan 11, 2023. <https://designundtechnik.kunstuni-linz.at/e-textilien-material-werkzeug>.
- Pegan JD, Zhang J, Chu M, Nguyen T, Park SJ, Paul A, Khine M (2016) Skin-mountable stretch sensor for wearable health monitoring. *Nanoscale*, 8(39), 17295-17303.
- Seyedin S, Zhang P, Naebe M, Qin S, Chen J, Wang X, Razal JM (2019) Textile strain sensors: a review of the fabrication technologies, performance evaluation and applications. *Materials Horizons*, 6(2), 219-249.
- Si Y, Chen S, Li M, Li S, Pei Y, Guo X (2022) Flexible strain sensors for wearable hand gesture recognition: from devices to systems. *Advanced Intelligent Systems*, 4(2), 2100046.
- Ünlü A, Alan E, Gedik M. (2018) Development of Support Systems for Capturing and Reducing the Hand-Arm-Stress. In *Advances in Human Factors in Wearable Technologies and Game Design: Proceedings of the AHFE 2017 International Conference on Advances in Human Factors and Wearable Technologies*, July 17-21, 2017, The Westin Bonaventure Hotel, Los Angeles, California, USA 8 (pp. 23-31). Springer International Publishing.
- Vu CC, Kim J (2018) Human motion recognition by textile sensors based on machine learning algorithms. *Sensors*, 18(9), 3109.
- Zhang M, Wang C, Wang Q, Jian M, Zhang Y (2016) Sheath–core graphite/silk fiber made by dry-meyer-rod-coating for wearable strain sensors. *ACS applied materials & interfaces*, 8(32), 20894-20899.